

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2004 年 4 月 8 日 (08.04.2004)

PCT

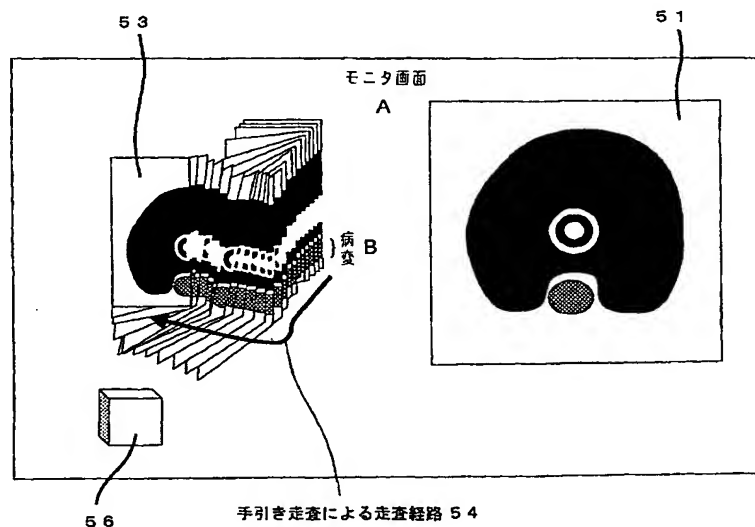
(10) 国際公開番号
WO 2004/028375 A1

- (51) 国際特許分類⁷: A61B 8/12
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2003/011891
- (22) 国際出願日: 2003 年 9 月 18 日 (18.09.2003)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2002-283802 2002 年 9 月 27 日 (27.09.2002) JP
特願2002-288951 2002 年 10 月 1 日 (01.10.2002) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒151-0072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 川島 知直 (KAWASHIMA, Tomonao) [JP/JP]; 〒192-0045 東京都八王子市大和田町五丁目 1 4 番 1-2 0 2 号 Tokyo (JP). 岸 健治 (KISHI, Kenji) [JP/JP]; 〒225-0011 神奈川県横浜市青葉区あざみ野三丁目 3 番 8-2 0 1 号 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒160-0023 東京都新宿区西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (国内): US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONOGRAPH

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



A...MONITOR SCREEN
B...LESION
54...PATH OF MANUAL
SCANNING

(57) Abstract: An ultrasonograph comprises an image creating circuit (31) for creating ultrasonograms based on data collected in the process in which an ultrasonic endoscope moves and scans in a body cavity, a position sensing section (13) for acquiring position information on the ultrasonograms, an image processing circuit (33) for creating a sequence of ultrasonotomograms of arranged along the scanning path of the ultrasonic endoscope according to the position information, and a display circuit (34) for displaying an ultrasonotomogram and the sequence of ultrasonotomograms on a monitor (14) in a comparable way. The extent and depth of the infiltration of the affected area are also displayed according to the ultrasonogram data on the body cavity when the ultrasonotomograms are displayed on the monitor.

[続葉有]



添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: この超音波診断装置は、超音波内視鏡が体腔内を移動走査過程で得た複数の超音波断層像を生成する画像構築回路(31)と、その超音波断層像の位置情報を検出する位置検出部(13)と、位置情報に基づき複数の超音波断層像を超音波内視鏡の走査経路に沿って並べた断層並列像を構築する画像処理回路(33)と、超音波断層像と断層並列像とを対比可能にモニタ(14)に表示させる表示回路(34)からなり、この超音波診断装置においては、体腔内の超音波画像データを基に、超音波画像をモニタ表示する際に、患部の浸潤の広さと深さが表示される。

明 細 書

超音波診断装置

技術分野

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、病変の浸潤の広がりや深さを現実的に観察可能とする超音波診断装置に関する。

背景技術

従来の超音波診断装置として、例えば、日本国特許公開公報平成 11-113913 号等に提案されたものは、体腔内に挿入する細長の挿入部の先端に超音波振動子と位置検出器を設けた体腔用ラジアル走査型超音波プローブ（光学観察窓を設けた超音波内視鏡を含む）を湾曲もしくは屈曲した管腔に沿って進退させ、複数の超音波断層像を取得して、管腔経路に沿った空間の超音波画像データを取得するものである。また、挿入部先端に超音波振動子と位置検出器を設けた体腔内用コンベックス走査型超音波プローブを管腔に挿入させて挿入軸を中心に回転させて複数の超音波断層像を取得して管腔空間の超音波画像データを取得するものも知られている。

さらに、位置検出器を設けた体外用超音波プローブを、体外から被検体に超音波を照射させつつ移動させたり回転させて、複数の超音波断層像を取得して空間の超音波画像データを取得する超音波診断装置も知られている。そのような超音波診断装置として、例えば、日本国特許公開公報平成 10-216127 号公報及び登録実用新案第 3040306 号公報に提案されている。

これら超音波診断装置で得た超音波画像データを基に、モニタ画面に超音波画像を表現する方法が種々検討されており、前記特許文献 1 では、次の第 1 と第 2 の表現方法が採用され、前記特許文献 2 と特許文献 3 では、次の第 3 の表現方法が採用されている。

第 1 の表現方法：複数の超音波断層像が重複する部分を平均化したり、超音波断層像間を補間したりして直交座標で表現される 3 次元画像データを作成し、この 3 次元画像データを基に、平面で切断した断面像を表現する。

第 2 の表現方法：複数の超音波断層像が重複する部分を平均化したり、超音波断層像間を補間したりして直交座標で表現される 3 次元画像データを作成し、この 3 次元画像データを基に、超音波 3 次元画像を表現する。

第 3 の表現方法：位置検出器の出力から超音波プローブの各座標位置の変化を求め、複数の 2 次元超音波断層像を各走査面の位置変化に対応する量だけ変位させながら積層して立体化した擬似 3 次元画像で表現する。

このような超音波診断装置を用いて、胃、食道、及び腸等のような管腔状臓器内で術者が超音波プローブを動かして診断を行う際には、次に示す 3 つの観察を行うことが予後の予測、手術／処置範囲の決定の為に重要である。

第 1 の観察：病変が管腔に沿ってどこからどこまで広がって浸潤しているか。

第 2 の観察：病変が管腔表面に対して垂直な方向にどこまで深く浸潤しているか。

第 3 の観察：病変が膵臓等の管腔から見て深部にある臓器や門脈

等の血管に対してどれだけ広く深く浸潤しているか。

この第 1 から第 3 の観察を行う際に、前記第 1 から第 3 の表現方法が用いられる。

一方、従来より超音波プローブからの超音波を被検体の体外から送受信して断層像を生成するいわゆる体外式の超音波診断装置がある。例えば、日本国特許公開公報平成 9 - 1 9 2 1 2 8 号、日本国特許公開公報平成 1 1 - 4 7 1 3 3 号、或いは、日本国特許公開公報 2 0 0 1 - 1 7 4 3 3 号に開示されているものは、超音波プローブやその走査平面（従って超音波断層像の位置や方向）の観察部位に対する位置関係を、磁場を用いた位置方向検出部で検出してモニタ上に表示するものである。この種の超音波診断装置では、断層像のモニタ表示に際し、予め装置が用意した被検体を表現するボディーマークと呼ばれる人形状の画像上にプローブマークと呼ばれる超音波プローブを表す図を重畳して表現している。このように構成、作用することで、術者は、検査時や検査後の画像を用いた診断時等に、その断層像が被検体のどの部位をどのように観察したものであるかを容易に認識することができる。

このような従来の体腔内超音波診断装置では、通常、術者は超音波プローブとして超音波振動子と CCD カメラとを超音波内視鏡先端に設けた超音波内視鏡を用い、CCD カメラからの光学像を観察しながら超音波内視鏡先端を腫瘍等の関心領域近傍まで挿入する。次に、超音波画像上に映し出される臓器の位置によって、術者は、超音波振動子で得られた超音波画像の位置と方向とを、自己の解剖学的知識等に基づいて判断する。次に、術者は超音波内視鏡の先端を動かすことで関心領域を超音波画像上に映し出す。

発明の開示

本発明の超音波診断装置の１つは、超音波プローブが被検体の体腔内を移動走査する過程で複数の超音波断層像を得る超音波診断装置において、前記超音波プローブが被検体の体腔内を動く過程で得られた複数の超音波断層像の位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記位置情報検出手段により得られた前記位置情報に基づき前記複数の超音波断層像を前記超音波プローブの走査経路に沿って並べた断層並列像を構築する断層並列像構築手段とを備えたことを特徴としている。

本発明の超音波診断装置の他の１つは、超音波振動子を被検体の体腔内で動かし、この動きに伴って時系列的な複数の断層像を生成する超音波診断装置において、前記断層像を取得時の前記超音波振動子の位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記位置情報検出手段により得られた位置情報と、該位置情報に対応する前記断層像とに基づいて、前記超音波振動子の動きの経路に沿って前記各断層像の位置情報を示す補助像を作成する補助像作成手段とを備えたことを特徴とする。

図面の簡単な説明

図１は、本発明の第１の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

図２は、上記第１の実施形態に係る超音波診断装置に用いる超音波内視鏡の挿入部先端の構成を示すブロック図である。

図３は、上記第１の実施形態に係る超音波診断装置の手引き走査

による断層並列像を生成させる作用を説明するフローチャートである。

図 4 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による手引き走査で生成する超音波断層像の説明図である。

図 5 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による超音波断層像の切断作用を説明する説明図である。

図 6 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の Z バッファセルを説明する説明図である。

図 7 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置のモニタ画面上の画素配置を説明する説明図である。

図 8 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置のモニタ画面上の表示状態を説明する説明図である。

図 9 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置のモニタ画面上での超音波断層像マーカの移動作用を説明する説明図である。

図 10 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の超音波断層像マーカの移動作用を説明するフローチャートである。

図 11 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置のモニタ画面上での断層並列像の回転作用を説明する説明図である。

図 12 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の断層並列像の回転作用を説明するフローチャートである。

図 13 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置のモニタ画面上での断層並列像の切断位置変更と切断マーカ移動を説明する説明図である。

図 14 は、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の断層並列像の切断位置変更と切断マーカ移動の作用を説明するフローチャー

トである。

図 1 5 は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置に用いる超音波内視鏡の挿入部先端部の構成を示すブロック図である。

図 1 6 は、上記第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

図 1 7 は、上記第 2 の実施形態に係る超音波診断装置に用いる超音波内視鏡の変形例を示すブロック図である。

図 1 8 A は、本発明に係る超音波診断装置に適用可能な第 3 の実施形態の超音波内視鏡の構成と作用を示す説明図である。

図 1 8 B は、上記図 1 8 A の超音波内視鏡のねじり走査による各超音波断層像を示す図である。

図 1 9 は、上記第 3 の実施形態の超音波内視鏡を適用した超音波診断装置の作用を説明するフローチャートである。

図 2 0 は、上記本発明の第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置の概略構成図である。

図 2 1 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置における内視鏡挿入部の挿入側先端の拡大断面図である。

図 2 2 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置における超音波診断装置を被検体に使用する際の外観図である。

図 2 3 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置における位置方向データを説明するためのデータの概念図である。

図 2 4 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置における超音波ガイド像を示す説明図である。

図 2 5 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置におけるモニタ上の超音波画像と超音波ガイド像とを表示する際の各表示

例を示す説明図である。

図 2 6 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置におけるモニタ上に超音波画像と超音波ガイド像とを表示する際の各表示例を示す説明図である。

図 2 7 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置におけるモニタ上に超音波画像と超音波ガイド像とを表示する際の各表示例を示す説明図である。

図 2 8 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置におけるモニタ上に超音波画像と超音波ガイド像とを表示する際の各表示例を示す説明図である。

図 2 9 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置におけるモニタ上に超音波画像と超音波ガイド像とを表示する際の各表示例を示す説明図である。

図 3 0 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置におけるモニタ上に超音波画像と超音波ガイド像とを表示する際の各表示例を示す説明図である。

図 3 1 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置におけるガイド像の変形例を示す説明図である。

図 3 2 は、上記第 4 の実施の形態に係わる超音波診断装置におけるガイド像の変形例を示す説明図である。

図 3 3 は、本発明の第 5 の実施の形態に係わる超音波診断装置の概略構成図である。

図 3 4 は、上記第 5 の実施の形態に係わるガイド像の一例を示す説明図である。

図 3 5 は、本発明の第 6 の実施の形態に係わる超音波プローブの

概略構成図である。

図 3 6 は、本発明の第 7 の実施の形態に係わる超音波診断装置の概略構成図である。

図 3 7 は、上記第 7 の実施の形態に係わる超音波診断装置のモニタ上に超音波画像と超音波ガイド像とを表示する際の各表示例を示す説明図である。

発明を実施するための最良な形態

以下、本発明の実施の形態を図に基づいて説明する。

図 1 乃至図 1 4 は、本発明に係る超音波診断装置の第 1 の実施形態を説明する図面である。図 1 は本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図、図 2 は本実施形態の超音波診断装置に用いる超音波内視鏡の挿入部先端の構成を示すブロック図、図 3 は本実施形態の超音波診断装置において、手引き走査による断層並列像を生成させる作用を説明するフローチャート、図 4 は本実施形態の超音波診断装置の手引き走査により生成する超音波断層像の説明図、図 5 は本実施形態の超音波診断装置による断層像の切断作用を説明する説明図、図 6 は本実施形態の超音波診断装置の Z バッファセルを説明する説明図、図 7 は本実施形態の超音波診断装置のモニタ画面上の画素配置を説明する説明図、図 8 は本実施形態の超音波診断装置のモニタ画面上の表示状態を説明する説明図、図 9 は本実施形態の超音波診断装置のモニタ画面上での超音波断層像マーカの移動作用を説明する説明図、図 1 0 は本実施形態の超音波診断装置の超音波断層像マーカの移動作用を説明するフローチャート、図 1 1 は本実施形態の超音波診断装置のモニタ画面上での断層並列像の

回転作用を説明する説明図、図 1 2 は本実施形態の超音波診断装置の断層並列像の回転作用を説明するフローチャート、図 1 3 は本実施形態の超音波診断装置のモニタ画面上での断層並列像の切断位置変更と切断マーカ移動を説明する説明図、図 1 4 は本実施形態の超音波診断装置の断層並列像の切断位置変更と切断マーカ移動の作用を説明するフローチャートである。

本実施形態の超音波診断装置は、図 1 に示すように超音波プローブである超音波内視鏡 1 1 a と、超音波断層像より断層並列像を生成する断層並列像構築手段、超音波断層像マーカ設定手段、切断位置設定手段、回転手段、表示制御手段、切断手段、回転手段等を含む超音波観測部 1 2 と、位置情報検出手段である位置検出部 1 3 と、表示手段であるモニタ 1 4 と、超音波断層像マーカ設定手段、切断位置設定手段、回転手段等を含むキーボード 1 5 及びマウス 1 6 からなっている。

超音波プローブである超音波内視鏡 1 1 a は、可撓性を有する材質で形成された被検体の体腔内へ挿入する挿入部 2 1 と、この挿入部 2 1 の先端に配置されている後述する超音波振動子 2 5 を回転駆動させるモータ 2 2 を備えた駆動部 2 3 からなっている。

この超音波内視鏡 1 1 a の挿入部 2 1 の先端は、図 2 に示すように、超音波を透過する材質で生成された音響的に半透明な先端キャップ 2 4 が設けられている。この先端キャップ 2 4 の内部には、超音波振動子 2 5 が配置され、音響媒体（図示せず）が充填されている。

超音波振動子 2 5 は、可撓性部材で生成されたフレキシブルシャフト 2 6 の先端に取付固定されている。このフレキシブルシャフト

26の他端は、前記駆動部23のモータ22の回転駆動軸に接続されている。

前記超音波振動子25は、フレキシブルシャフト26の内部に設けられた信号線（図示せず）が駆動部23を経由して超音波観測部12の後述する画像構築回路31に接続されている。

前記挿入部21の先端キャップ24の先端には、磁場を発生させる送信コイル27が設けられており、この送信コイル27は、挿入部21の内部に設けられた信号線（図示せず）を介して位置検出部13の後述するコイル駆動回路41に接続されている。

この送信コイル27は、挿入部21の軸方向と直交する2方向（図2に示す、挿入部21の軸方向のZ軸に対して、図中のX軸方向とY軸方向）を軸としてコイルが巻回されている。Z軸は、超音波内視鏡11aの挿入部21の挿入方向で、X軸とY軸は、Z軸に垂直で後述するラジアル走査平面25cに平行な方向である。

前記超音波内視鏡11aの駆動部23のモータ22が回転駆動してフレキシブルシャフト26を図中の矢印の方向に回転すると、超音波振動子25も図中矢印のラジアル走査25b方向に回転駆動する。この超音波振動子25を超音波発振駆動させると超音波ビーム25aが投射される。

超音波観測部12は、超音波振動子25に超音波発振駆動用のパルス電圧状の励起信号を出力するとともに、超音波振動子25からのエコー信号に各種信号処理を施して超音波の画像データを構築する画像構築回路31と、この画像構築回路31で生成した画像データや後述する画像処理回路33で生成した複数の超音波断層像の画像データを記憶する大容量の画像メモリ32と、この画像メモリ3

2 に記憶されている画像データに各種画像処理を施す回路であって、断層並列像構築手段をも含む画像処理回路 3 3 と、この画像処理回路 3 3 で各種画像処理が施された画像データをデジタル／アナログ変換処理してアナログ映像信号に変換し、モニタ 1 4 に画像表示させる表示制御手段である表示回路 3 4 と、前記画像構築回路 3 1 で構築された画像データや後述する位置方向データを長期にわたり記録するハードディスク等の大容量の 3 次元データ記録部 3 5 と、位置検出部 1 3 との各種情報交換通信を行う通信回路 3 6 と、キーボード 1 5 やマウス 1 6 からの指示入力を受信する外部入力制御回路 3 7 とを有し、更に、前記画像構築回路 3 1、画像メモリ 3 2、画像処理回路 3 3、表示回路 3 4、3 次元データ記録部 3 5、通信回路 3 6、及び、外部入力制御部 3 7 の間に設けられるバス 3 8 を介して各回路 3 1 ～ 3 7 に駆動制御命令を出す制御部であって、断層並列像構築手段、超音波断層像マーカ設定手段、切断位置設定手段、回転手段、切断手段、回転手段等を有するコントローラ 3 9 とを含んでなる。

なお、画像メモリ 3 2 は、画像構築回路 3 1 から出力される超音波断層像の画像データを記憶する領域と、画像処理回路 3 3 で生成したモニタ 1 4 に画像表示させる画像データを記憶する領域と、後述する Z バッファを記憶する領域との 3 つの領域を含んでいる。

なお、モニタ 1 4 は、表示回路 3 4 で生成されたアナログ映像信号を基に、超音波断層像 5 1 (図 5) を表示するもので、キーボード 1 5 は、複数のキーを有し、そのキーにより各種操作入力指示するもので、マウス 1 6 は、モニタ 1 4 に表示される記号や符号などを操作して各種操作入力指示を行うものである。

位置検出部 1 3 は、前記超音波内視鏡 1 1 a の送信コイル 2 7 にコイル励振信号を出力するコイル駆動回路 4 1 と、所定の配置方法で特定の位置に配置固定されると共に前記送信コイル 2 7 から発生する磁場を逐次検知して位置信号を生成出力する複数の受信コイル 4 2 からなる受信コイルユニット 4 4 と、この受信コイルユニット 4 4 で生成された位置信号から位置方向データを算出生成する位置算出回路 4 3 とからなっている。

前記受信コイルユニット 4 4 は、複数の受信コイル 4 2 を直方体の筐体内に一体的に配置固定されている。なお、図 1 では、受信コイル 4 2 は、紙面の都合上、受信コイルユニット 4 4 の中で直線上に並べて配置固定された状態を示されているが、実際には 2 次元平面上あるいは 3 次元空間上に並べて固定されているものとする。

このような構成の超音波診断装置において、超音波断層像 5 1 (図 5) を構築する作用について説明する。

前記超音波振動子 2 5 は、超音波観測部 1 2 の画像構築回路 3 1 からのパルス電圧状の励起信号により媒体の疎密波である超音波ビームを生成投射する。この超音波ビームは、挿入部 2 1 の先端に充填されている音響媒体と先端キャップ 2 4 を介して、超音波内視鏡 1 1 a の挿入部 2 1 の外部へと投射される。この外部に投射された超音波ビームは、被検体内で反射されて反射エコーとして超音波振動子 2 5 に入力される。超音波振動子 2 5 は、反射エコーを電氣的なエコー信号に変換して画像構築回路 3 1 へと出力する。

この超音波振動子 2 5 による超音波ビームの投射と、反射エコー信号の生成作用を反復的に繰り返す一方で、駆動部 2 3 内のモータ 2 2 を回転駆動させることによりフレキシブルシャフト 2 6 と超音

波振動子 2 5 が各々図中の矢印の方向へ回転する。このため超音波ビームが超音波内視鏡 1 1 a の挿入部 2 1 の軸方向と垂直なラジアル走査平面 2 5 c 内を順次放射状に投射され、いわゆるメカニカルなラジアル走査（以下、単にラジアル走査と称する）2 5 b が行われる。

前記超音波振動子 2 5 で生成されたエコー信号は、超音波観測部 1 2 の画像構築回路 3 1 で、包絡線検波、対数増幅、アナログ／デジタル変換、スキャンコンバート（ラジアル走査で生成された極座標系の画像データを直交座標系の画像データに変換する処理）等の公知の処理を施して超音波の画像データである所謂超音波断層像データ（以下、単に超音波断層像と称する）を構築する。この超音波断層像はバス 3 8 を介して画像メモリ 3 2 に記憶される。

次に、位置方向データに関わる作用について説明する。

前記位置検出部 1 3 のコイル駆動回路 4 1 は、送信コイル 2 7 への励振信号を逐次出力し、この励振信号の基で送信コイル 2 7 は磁気を発生させて空間に磁場を張る。一方、受信コイルユニット 4 4 の受信コイル 4 2 は、送信コイル 2 7 からの磁場を逐次検知して生成した位置信号を位置算出回路 4 3 に出力する。

この位置算出回路 4 3 は、前記受信コイル 4 2 からの位置信号を基に位置方向データを算出して通信回路 3 6 へと出力する。この位置方向データは、送信コイル 2 7 の受信コイルユニット 4 4 に対する位置と方向とを含んだデータである。具体的には、位置方向データは送信コイル 2 7 の位置だけでなく、超音波内視鏡 1 1 a の挿入方向（図 2 の Z 軸方向）と、超音波断層像に平行な特定の方向（図 2 の Y 軸方向）とを含んでいる。

ここで、前記送信コイル 27 は、図 2 の Y 軸が超音波断層像の時計の 12 時方向（モニタ 14 に超音波断層像が表示されたときの上方向）になるように挿入部 21 の先端キャップ 24 に取り付けられると、位置方向データは超音波断層像の法線方向（図 2 の Z 軸）と 12 時方向（図 2 の Y 軸）とを含むことになる。

前記通信回路 36 は、前記位置算出回路 43 からの位置方向データを受信してバス 38 を介して画像メモリ 32 に出力し記憶させる。

なお、前記画像メモリ 32 に記憶される前記超音波断層像と前記位置方向データとは、コントローラ 39 からの制御の基で超音波断層像と位置方向データとが同期、関連づけられて記憶される。

次に、超音波内視鏡 11a を用いて超音波診断実行時の断層並列像を生成するコントローラ 39 の作用について図 3 を用いて説明する。

本超音波診断装置を操作する術者がキーボード 15 やマウス 16 を用いて各種メニュー表示と、その表示されたメニューから選択されたメニューが指示入力されると、その指示入力メニューの内容が外部入力制御回路 37 からコントローラ 39 へと伝達され、その指示入力に応じてコントローラ 39 が各回路 31 ～ 36 を駆動制御する。この図 3 の処理では、コントローラ 39 の制御のもとで超音波断層像の構築や該断層像の切断や断層並列像の構築等が成される。

すなわち、ステップ S101 で術者が超音波診断開始のための操作入力（手引き走査開始指示）を行うと、コントローラ 39 は、画像構築回路 31 を駆動制御して、超音波振動子 25 への励起信号を出力させると共に、モーター 22 を回転駆動させて、超音波振動子

25のラジアル走査25bを開始させる。

ステップS102で、術者は、被検体である体腔内に挿入された超音波内視鏡11aの挿入部21をラジアル走査25bをさせながら管腔に沿って進退させる手引き走査を繰り返し、超音波振動子25からの反射エコーを基に、コントローラ39は、画像構築回路31を駆動制御して、順次超音波断層像が構築される。この走査方法を、以下「手引き走査」と称する。この手引き走査の経路である走査経路54に沿って上記超音波断層像51、さらに、断層並列像53が構築される（図5，8）。そして、上記手引き走査に併せて走査経路54が順次延びていく（図5）。

この手引き走査が開始されると、ステップS103でコントローラ39は、超音波振動子25からの反射エコーを基に画像構築回路31に図4に示すような超音波断層像を逐次構築させる。なお、図4では各超音波断層像に対し、構築し始めた順番に1～nの番号を付している。

この画像構築回路31で構築された超音波断層像は、超音波断層像が構築されたときに位置算出回路43で算出された位置方向データと同期、関連づけられて画像メモリ32に記憶される。なお、前記超音波断層像をモニタ14に表示した場合の超音波断層像51は、図5にて（a）超音波断層像51に例示している。

次に、ステップS104でコントローラ39は、画像処理回路33を駆動制御して、画像メモリ32から超音波断層像と位置方向データとを読み込み、超音波断層像51を切断して切断片52を作る処理を行わせる。

この超音波断層像51を切断する切断位置は、予め設定されてお

り、例えば、図 5 に示す (a) 超音波断層像 5 1 の画像の中心 (つまり、超音波振動子 2 5 の回転中心) を通る直線で切断するものとする、その切断位置から切断された切断片は、図 5 に示す (b) 切断片 5 2 のようになる。なお、この切断位置は、変更設定が可能である。

このステップ S 1 0 4 で切断位置から切断した切断片 5 2 は、ステップ S 1 0 5 でコントローラ 3 9 の制御の基で、画像処理回路 3 3 で位置方向データと視線方向とを基に座標変換を施す。

この視線方向は、断層並列像 5 3 がモニタ 1 4 に表示されたときの面をモニタ画面として、そのモニタ画面に垂直な方向である。この視線方向は予め設定されている。

前記座標変換された後の切断片 5 2 とモニタ画面との関係を図 5 に示す切断状態 (c) に示している。なお、図 5 に示す切断状態 (c) は、モニタ 1 4 に座標変換された 1 枚の切断片 5 2 だけを表示しているが、これはモニタ 1 4 に実際表示される例を示した図ではなく、切断片 5 2 とモニタ画面との関係を示すために描かれた説明図である。

次に、ステップ S 1 0 6 でコントローラ 3 9 は、画像処理回路 3 4 を駆動制御して、切断片上の各画素のモニタ画面からの深さを計算する。

このモニタ画面からの深さは、切断片上の各画素の受信コイルユニット 4 4 に対する座標が位置方向データから求められ、次に、モニタ画面の位置に相当する平面を空間上に仮定し、その仮定された平面と切断片上の各画素との距離である。図 5 には仮定したモニタ画面に相当する平面と切断片の各画素との関係状態 (d) を示して

いる。

なお、この仮定された平面の設定の仕方によっては、切断片上の画素は、視線方向上、モニタ画面を示す平面より手前側に来る場合もあるが、以降のステップでは、画素が手前側に来た場合は「負の深さ」を持つものとして処理することにする。ただし、ここでは説明の都合上、平面を第1番の切断片から十分遠方に仮定することで全切断片上の画素が平面よりも奥側にあることを想定して、全て「深さ」として説明する。

前記ステップS106のモニタ画面からの深さの算出が終了すると、コントローラ39は、ステップS107で、画像処理回路33を駆動制御して、切断片上の各画素の深さと、後述する各Zバッファセルの記憶値とを比較する。

Zバッファセルは、図6のZバッファの概念図に示すように、モニタ画面上の各画素に対応したセルである。このZバッファセルは、切断片上の画素のモニタ画面からの深さを記憶する。

また、各Zバッファセルは、初期値として記憶できる最大の値を記憶しておく。すなわち、各Zバッファセルの初期値は最深に設定する。

この画像処理回路33は、切断片上の各画素のモニタ画面からの深さと、各Zバッファセルの記憶値とを比較して、値の大小を求める。

次に、コントローラ39は、ステップS108で、前記ステップS107での画素の深さとZバッファセルの記憶値との比較に応じた次の処理を行う。

(I)「画素の深さ<Zバッファセルの記憶値」の場合

(a) 画像処理回路 33 が Z バッファセルの記憶値を切断片上の画素の深さに更新する。

つまり、手引き走査を継続させ、後述するステップにより連続した複数の切断片 52 が得られていくと、各 Z バッファセルは、この複数の切断片上の画素のうち、モニタ画面上の各画素の直下にあつて、最浅の画素のモニタ画面からの深さを記憶することになる。

(b) 画像処理回路 33 が後述する表示セルの記憶値を切断片 52 上の画素の輝度値に更新する。

画像メモリ 32 のモニタ画面を記憶する領域の概念図である図 7 に示すように、画像メモリ 32 の領域は、モニタ画面上の各画素に対応したセル（以下、表示セルと称する）から構成されている。この表示セルはモニタ 14 が表示すべき輝度値を記憶する。

このように前記画像処理回路 33 が前記ステップ S107 で比較した切断片 52 上の画素が最浅であれば、表示セルの記憶値をその輝度値に更新することになる。従つて、手引き走査を続け、後述するステップにより連続した複数の切断片 52 が得られていくと、各表示セルはこの複数の切断片上の画素のうち、モニタ画面上の各画素の直下にあつて、最浅の画素の、輝度値を記憶することになる。

(II) 「画素の深さ \geq Z バッファセルの記憶値」の場合

画像処理回路 33 は何も処理しない。

つまり、手引き走査を続け、後述するステップにより連続した複数の切断片 52 が得られていくと、画像処理回路 33 は視線方向から見て手前に切断片 52 を順次重ねていくことになる。この様子を図 5 のモニタ画面相当平面と切断片各画素との関係状態 (d) に示している。この図 5 の関係状態 (d) では、最新切断片上の画素の

うち、最新切断片上と古い切断片との交線より左側にある画素は主に古い切断片より浅く、右側にある画素は主に古い切断片より深い。

従って、術者には、断層並列像上で最新切断片の左側の画素が上書きされるように見える。このようにして生成された断層並列像 53 は、図 5 に示す (e) 断層並列像となる。

次に、コントローラ 39 は、ステップ S 109 でモニタ 14 に最新の超音波断層像と最新の断層並列像とを並べて表示するように制御する。

このモニタ画面上に超音波断層像と断層並列像との表示例を図 8 に示している。図 8 の図中右側には、超音波断層像 51、左側には、断層並列像 53 が表示される。この断層並列像 53 の近傍には、直方体の受信コイルユニット 44 の向きを示す受信コイルユニットマーカ 56 が表示されるようになっている。このモニタ 14 がこのステップ S 109 までに古い超音波断層像 51 と古い切断片 52 が重畳された断層並列像 53 とを表示していた場合には、モニタ画面が更新されることになる。

ステップ S 110 でコントローラ 39 は、術者がキーボード 15 やマウス 16 を介して手引き走査の終了を指示入力するとラジアル走査を終了させる。それ以外の場合はステップ S 103 へと戻る。

具体的には、術者がキーボード 15 やマウス 16 で各種のメニューの中から選択して手引き走査の終了を指示すると、コントローラ 39 からの命令に基づき画像構築回路 31 は励起信号の出力を停止し、モータ 22 の回転駆動が停止させてラジアル走査を終了させる。このようにして術者が手引き走査の終了を指示しない限り、ステップ S 103 ～ S 110 までの処理が繰り返される。

このステップ S 1 0 3 ~ S 1 1 0 までの処理を繰り返すことで、断層並列像 5 3 は、手引き走査に併せて図 5 に示す (e) 断層並列像、または、図 8 の断層並列像のように順次延びていくことになる。そのとき、図 8 の超音波断層像 5 1 は、手引き走査に併せて最新の超音波断層像に更新して表示される。

なお、画像処理回路 3 3 は、断層並列像 5 3 が手引き走査に伴ってモニタ画面からはみだしそうになるとときには、最新の切断片 5 2 が全てモニタ画面内に表示されるよう、ステップ S 1 0 9 での表示の前に断層並列像 5 3 をスクロールさせる。

以上、断層並列像を生成する手引き走査について説明したが、次に、手引き走査後の作用について説明する。

術者は、断層並列像をガイドにして、手引き走査で得られた連続した複数の超音波断層像 5 1 の中から、モニタ画面右側に表示される超音波断層像を再選択することができる。図 9 に示すように、断層並列像 5 3 上にはモニタ画面右側に表示される超音波断層像 5 1 を切断してできた一枚の切断片 5 2 が他の切断片と表示色を区別され、例えば緑色で表示されている。この表示色を変えた切断片を、以下、超音波断層像マーカ 5 5 と称する。

術者は、キーボード 1 5 やマウス 1 6 を用いて外部入力制御回路 3 7 から超音波断層像マーカ 5 5 を隣接する切断片 5 2 へと順次選択的に移動指示することができる。この超音波断層像マーカ 5 5 の移動指示により指示された先にある断層並列像 5 3 の切断片 5 2 は、表示色が緑色に表示変更され、移動指示された元の超音波断層像マーカ 5 5 の切断片 5 2 は、指示されていない他の多数の切断片と同色、即ち白黒の超音波断層像の切断片に戻される。そして、指

示された先にある切断片 5 2 の基となる超音波断層像 5 1 がモニタ画面右側に表示される。

即ち、モニタ画面の断層並列像の超音波断層像マーカ 5 5 を、所望の切断片 5 2 の位置に選択的に移動することに連動して、超音波断層像 5 1 が更新して表示される。

この作用を図 1 0 のフローチャートに基づき、さらに詳しく説明する。図 1 0 の処理は、キーボード 1 5 やマウス 1 6 からの超音波断層マーカの移動指示に従ってコントローラ 3 9 の制御のもとで実行される処理である。

まず、術者は、キーボード 1 5 やマウス 1 6 を用いて各種メニューの中から超音波断層像マーカの移動メニューを選択する。ステップ S 2 0 1 でコントローラ 3 9 は、超音波断層像マーカ 5 5 を隣接した切断片 5 2 の位置へ移動する指示を外部入力制御回路 3 7 を介して受信する。ステップ S 2 0 2 でコントローラ 3 9 は、画像処理回路 3 3 を駆動制御して、画像処理回路 3 3 に用意されているカウンタの変数 n に 1 を代入する。

次に、コントローラ 3 9 は、ステップ S 2 0 3 で、画像処理回路 3 3 に画像メモリ 3 2 に記憶されている連続した複数の超音波断層像 5 1 のうち、第 n 番の超音波断層像と位置方向データとを読み込ませる。この画像処理回路 3 3 は、この読み込んだ第 n 番目の超音波断層像 5 1 をステップ S 2 0 4 で切断して切断片 5 2 を生成する。このステップ S 2 0 4 の切断片の生成は、図 3 の前記ステップ S 1 0 4 と同様の処理であり、詳細説明は省略する。

ステップ S 2 0 4 での超音波断層像 5 1 の切断片 5 2 が生成されると、ステップ S 2 0 5 でコントローラ 3 9 は、画像処理回路 3 3

を駆動制御して、読み込んだ第 n 番の超音波断層像が前記ステップ S 2 0 1 で指示された移動先の切断片の基となった超音波断層像か否かを判断する。第 n 番目の超音波断層像が、移動先の超音波断層像であると判断されるとステップ S 2 0 6 へ、そうでないと判断されると、ステップ S 2 0 8 へジャンプする。

前記ステップ S 2 0 5 で、新たに指示された移動先の超音波断層像であると判断されると、ステップ S 2 0 6 でコントローラ 3 9 は、画像処理回路 3 3 を駆動制御して、モニタ画面右側に表示されている超音波断層像を第 n 番目の超音波断層像に更新し、ステップ S 2 0 7 で第 n 番目の超音波断層像の切断片を緑に着色する。即ち、第 n 番目の超音波断層像の切断片が新しい超音波断層像マーカ 5 5 となる。

次に、コントローラ 3 9 は画像処理回路 3 3 を制御して、ステップ S 2 0 8 で、前記ステップ S 1 0 5 と同様に位置方向データと視線方向とを基に切断片 5 2 の座標変換を施し、ステップ S 2 0 9 で、前記ステップ S 1 0 6 と同様に切断片上の各画素のモニタ画面からの深さを計算し、ステップ S 2 1 0 で、前記ステップ S 1 0 7 と同様に切断片上の各画素の深さと、各 Z バッファセルの記憶値とを比較し、更に、ステップ S 2 1 1 で、前記ステップ S 1 0 8 と同様に、画素の深さと Z バッファセルの記憶値との比較に応じた処理を行う。

次に、ステップ S 2 1 2 でコントローラ 3 9 は、モニタ 1 4 に表示すべき超音波断層像 5 1 と新たに作られた断層並列像 5 3 とを図 9 に示すように並べて更新して表示させる。

前記ステップ S 2 1 2 のモニタ 1 4 への表示更新が終了すると、

ステップ S 2 1 3 でコントローラ 3 9 は、手引き走査で取得された連続した複数の超音波断層像を全て読み込み処理が終了か判断し、読み込み終了していないと、ステップ S 2 1 4 以降を実行する。具体的には、n が手引き走査で取得された連続した複数の超音波断層像の最後の画像の場合は、コントローラ 3 9 は画像処理回路 3 3 に上述した全ての処理を終了させ、連続した複数の超音波断層像の最後の画像でない場合は、ステップ S 2 1 4 で、画像処理回路 3 3 にカウンタとして用意された変数 n に 1 を加えさせて、前記ステップ S 2 0 3 の処理へとジャンプし、ステップ S 2 0 3 ～ S 2 1 4 までの処理を繰り返して実行する。

上述したように、ステップ S 2 0 1 ～ステップ S 2 1 4 までの処理を行うことで、超音波断層像マーカ 5 5 が隣の切断片 5 2 の位置に移動し、連動して超音波断層像 5 1 が更新して表示されることになる。

さらに、術者がキーボード 1 5 やマウス 1 6 を用いて、ステップ S 2 0 1 で行った指示を繰り返し行うことで、断層並列像 5 3 上の超音波断層像マーカ 5 5 を、所望の切断片 5 2 の位置に選択的に移動させるとともに、これに連動して所望の超音波断層像 5 1 を表示させることができる。

なお、初期状態、即ち、手引き走査の直後には、モニタ 1 4 は、図 8 に示すように、手引き走査による走査経路 5 4 に沿った断層並列像 5 3 と手引き走査で最後に得られた超音波断層像 5 1 とを表示している。なお、図 8 では超音波断層像マーカ 5 5 が描かれていないが、これはステップ S 2 0 1 で術者が超音波断層像マーカ 5 5 が隣接した切断片 5 2 の位置へ移動するよう最初に指示した際に現れ

るものとする。

次に、図 1 1 に示すように、モニタ画面の受信コイルユニットマーカ 5 6 の回転駆動を指示すると、その受信コイルユニットマーカ 5 6 の回転に連動して、断層並列像 5 3 を回転させることができる。この断層並列像の回転作用について、図 1 2 を用いて説明する。なお、図 1 2 の処理は、キーボード 1 5 やマウス 1 6 からの視線方向（回転）指示に従ってコントローラ 3 9 の制御のもとで実行される処理である。

ステップ S 3 0 1 において、術者がキーボード 1 5 やマウス 1 6 を用いて、受信コイルユニットマーカ 5 6 を回転させるよう指示入力すると、この指示は、外部入力制御回路 3 7 を介してコントローラ 3 9 に入力される。そして、表示回路 3 4 を介して、モニタ 1 4 に表示されている受信コイルユニットマーカ 5 6 は、図 1 1 の矢印の方向へ回転し、断層並列像 5 3 も連動して回転する。この様子は、術者がモニタ 1 4 上で確認する。この断層並列像 5 3 の回転は、新たな視線方向への回転を受信コイルユニットマーカ 5 6 を受信コイルユニット 4 4 に見立てて図 1 1 の紙面手前から奥へ方向として設定される。

前記ステップ S 3 0 1 で、受信コイルユニットマーカ 5 6 による断層並列像 5 3 の視線方向が設定された後、ステップ S 3 0 2 ～ステップ S 3 1 4 までの処理が実行される。このステップ S 3 0 2 ～S 3 1 4 処理は、前記ステップ S 2 0 2 ～S 2 1 4 と同様であるために説明は省略する。

すなわち、画像処理回路 3 3 は、手引き走査で得られた連続した複数の超音波断層像 5 1 を画像メモリ 3 2 から読み込み、設定され

た新しい視線方向で新たに断層並列像 5 3 を構築することができる。

なお、この説明において、術者が受信コイルユニットマーカを回転させた後に、断層並列像 5 3 が回転するよう説明したが、コントローラ 3 9、バス 3 8、画像処理回路 3 3、表示回路 3 4 等の処理が十分早ければ、受信コイルユニットマーカ 5 6 がほんの少し回転するたびに、回転した断層並列像 5 3 を再構築することも可能である。その場合、術者には受信コイルユニットマーカ 5 6 と断層並列像 5 3 とが同時に連動して回転するように見える。

次に、超音波断層像 5 1 の切断位置の変更作用について説明する。図 1 3 に示すように、モニタ画面に表示されている超音波断層像 5 1 に切断線マーカ 5 7 を表示させ、その切断線マーカ 5 7 をキーボード 1 5 やマウス 1 6 の指示入力により移動させて、新しい切断位置を設定し、その新規切断位置で切断した切断片 5 2 の断層並列像 5 3 を生成させる。

この切断位置の変更の作用について、図 1 4 のフローチャートを用いて説明する。なお、この図 1 4 の処理は、キーボード 1 5 やマウス 1 6 からの切断位置指示に従ってコントローラ 3 9 の制御のもとで実行される処理である。

ステップ S 4 0 1 で、術者がキーボード 1 5 やマウス 1 6 を用いて、外部入力制御回路 3 9 からコントローラ 3 9 に切断位置変更メニューが指示入力されると、コントローラ 3 9 は、画像処理回路 3 3 と表示回路 3 4 を制御して、図 1 3 に示すモニタ画面右側の超音波断層像 5 1 の線分上の切断線マーカ 5 7 を表示させる。その切断線マーカ 5 7 を術者が移動させるようキーボード 1 5 やマウス 1 6

から指示されると、切断線マーカ 5 7 は、この指示により例えば図 1 3 の矢印の方向へ移動する。この様子は術者がモニタ上で確認し、切断位置は新しく移動した切断線マーカ 5 7 の位置に設定される。

このステップ S 4 0 1 の切断線マーカ位置の移動設定が終了すると、ステップ S 4 0 2 ～ S 4 1 4 までの処理が実行される。このステップ S 4 0 2 ～ S 4 1 4 の処理は、前記ステップ S 2 0 2 ～ S 2 1 4 までの処理と同じであるため詳細説明は省略する。すなわち、画像処理回路 3 3 は、手引き走査で得られた連続した複数の超音波断層像を画像メモリから読み込み、設定された新しい切断位置で切断した切断片の断層並列像 5 3 を構築することが可能となる。なお、断層並列像 5 3 は、切断線マーカ 5 7 の移動に連動して新たな切断位置で更新して表示される。

なお、この説明で術者が切断線マーカ 5 7 を移動させた後に、断層並列像 5 3 が再構築されるよう説明した。しかし、コントローラ 3 9、バス 3 8、画像処理回路 3 3、表示回路 3 4 等の処理が十分早ければ、切断線マーカがほんの少し移動するたびに、少し移動した切断位置での断層並列像 5 3 を再構築することも可能である。その場合、術者には切断線マーカ 5 7 と断層並列像 5 3 とが同時に連動して変化するように見える。

また、切断線マーカ 5 7 は、背景の画像が白黒の画像であるときには、目立つように緑色など背景とは異なる色で表示させる。

以上説明したように、断層並列像 5 3 を手引き走査中に表示させているために、被験者の体腔のどの辺でどの程度の枚数の画像を撮像したか画像の密度がわかりやすく、画像取得の取りこぼしが生じにくくなる。

前記手引き走査中に、モニタ画面の右側には最新の超音波断層像 5 1 を、左側には断層並列像 5 3 を表示させるようにしたため、現在画面に表示されている超音波断層像がどの部位で走査されている超音波断層像であるのかがわかりやすい。例えば、食道から胃を経由して十二指腸を通る消化管に沿って超音波内視鏡 1 1 a の挿入部 2 1 を進退させた場合、その軌跡は解剖学的に消化管の形状とほぼ一致する。このことを利用して、術者は断層並列像により超音波内視鏡の挿入部先端が体腔内のどの部分にあるかを明確に判別することが出来る。

また、手引き走査後には、モニタ画面に表示中の超音波断層像を示す切断片を超音波断層像マーカとして他の切断片とは色を区別し、超音波断層像と断層並列像との対応を表現させるようにしたため、湾曲もしくは屈曲した管腔のどの部分を走査して得た超音波断層像なのかがわかりやすい。従って、所望の超音波断層像を得やすく、病変等関心領域の描出、発見が容易となる。

さらに、キーボードやマウスのような入力手段により断層並列像上の超音波断層像マーカを移動させ、これに連動して超音波断層像を更新するようにしたため、断層並列像を超音波断層像を探す際のガイドにすることができる。更にまた、超音波断層像マーカを少しずつ移動させながら超音波断層像を更新させていくことで病変のつながり、臓器のつながり、脈管の走行がわかりやすく、病変と周囲臓器との互いの空間的な位置関係も一層わかりやすくなった。

前記画像処理回路が超音波断層像を切断し、切断片の最浅の画素を上書きすることで断層並列像を生成させたため、切断位置に病変、臓器、脈管が入っている場合には、手引き走査に沿った病変のつな

がり、臓器のつながり、脈管の走行が一目でわかるようになり、断層並列像を回転させることで、断層並列像を手引き走査に沿った病変のつながり、臓器のつながり、脈管の走行も一層わかりやすい向きで観察することができ、さらに、キーボードやマウスのような入力手段により超音波断層像上で切断位置を変更させるよう構成・作用したため、切断位置に病変、臓器、脈管が入るように断層並列像を簡単に作成することができる。

また、断層並列像の近傍に、受信コイルユニットの向きを示す受信コイルユニットマーカを設けるよう構成したので、断層並列像を観察している方向が一層わかりやすく、手引き走査した方向も一層わかりやすい。

更にまた、手引き走査中、超音波断層像が構築される度に、超音波断層像を切断、最浅の画素を上書きし、断層並列像を作成するよう構成したので、3次元画像構築に必要な補間処理等の処理が不要になり、断層並列像を高速に生成、更新することができ、かつ、術者が手引き走査を行いながらライブで手引き走査に沿った断層並列像を観察することができる。

よって、第1の実施形態の超音波診断装置は、病変の管腔に沿った浸潤の広がり、管腔表面から垂直方向への浸潤の深さ、及び管腔から見て深部にある臓器や門脈への浸潤の広さと深さ等をラジアル走査型超音波内視鏡を体腔内で動かすことで、容易かつ現実的に観察することができる。

なお、本発明に係る超音波診断装置の第1の実施形態の説明において、断層並列像上の切断線マーカを移動させて断層並列像を再構築させたが、切断線マーカを固定し断層並列像をモニタ画面内で平

行移動、もしくは回転させても良い。

前記手引き走査は、超音波内視鏡の挿入部を体腔深部から引き抜く方向と、体腔内深部へと挿入する方向のいずれの進退方向であっても良い。

前記モニタ画面に超音波断層像と断層並列像とを並べて同時に表示させたが、超音波断層像と断層並列像とをそれぞれ別体のモニタに個別に表示させても良く、あるいは、単一のモニタの画面に、超音波断層像と断層並列像を交互に切換表示させるようにしても良い。

前記手引き走査後の超音波断層像と断層並列像の表示は、画像メモリに記憶された超音波断層像と位置方向データとを用いたが、手引き走査直後に画像メモリの他に3次元データ記録部に記録しておき、手引き走査後には3次元データ記録部に記録された超音波断層像と断層並列像とを用いても良い。

前記超音波断層像マーカは、モニタ画面右側に表示されている超音波断層像に対応した切断片の表示色を他の切断片と異ならせたが、これは特定の切断片を区別できるように表示態様を変えたものであればいかなるものでも差し支えない。例えば、色ではなく輝度値を変化させて超音波断層像マーカとしても良い。または、モニタ画面右側に表示されている超音波断層像に対応した切断片上に丸や四角等の特定のマークを付して超音波断層像マーカとしても良い。あるいは、モニタ画面右側に表示されている超音波断層像に対応した切断片上に、ある特定色の枠をつけて超音波断層像マーカとしても良い。

前記超音波内視鏡の挿入部の先端に送信コイルを設け、受信コイ

ルは空間中に固定する構成としたが、この送信コイルと受信コイルとを逆に設けても良い。

更に、磁場を用いて超音波断層像の位置と方向とを検出したが、これは加速度を用いても良く、位置と方向検出できる他の手段でも良いことは明らかである。

次に、本発明に係る超音波診断装置の第２の実施形態について図１５と図１６を用いて説明する。図１５は本発明に係る第２の実施形態の超音波診断装置に用いる超音波内視鏡の挿入部先端部の構成を示すブロック図、図１６は本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。なお、図１及び図２と同一部分は、同一符号を付して詳細説明は省略する。

本実施形態の超音波診断装置に用いられる超音波内視鏡１１ｂの挿入部２１の先端には、超音波振動子を短冊状に切断し、挿入部２１の軸方向の周囲に環状のアレイとして配列させた超音波振動子アレイ８１が設けられている。この超音波振動子アレイ８１を構成する各超音波振動子は、それぞれ信号線８２を介して駆動部２３を介して超音波観測部１２の画像構築回路３１に接続している。

この超音波振動子アレイ８１は、画像構築回路３１から駆動部２３を介して環状アレイが順次切換駆動されて超音波ビーム８１ａを発振させてラジアル走査８２ａを電氣的にて実行されるようになっている、所謂電子ラジアル走査型である。

この超音波振動子アレイ８１を構成する超音波振動子のうち、一部かつ複数の超音波振動子は、超音波観測部１２の画像構築回路３１からのパルス電圧状の励起信号によって媒体の疎密波である超音波を生成出力する。この場合、各励起信号が各超音波振動子に到着

する時刻が異なるよう、画像構築回路 3 1 が各励起信号に遅延をかけている。この遅延は、各超音波振動子が励起する超音波が被検体内で重ね合わせられたときに一本の超音波ビーム 8 1 a を形成するように設定される。超音波ビーム 8 1 a は、超音波内視鏡 1 1 b の外部へと照射され、被検体内からの反射エコーが各超音波振動子へと入力される。各超音波振動子は、反射エコーを電気的なエコー信号に変換して画像構築回路 3 1 へと出力する。

この超音波振動子アレイ 8 1 から出力される超音波ビーム 8 1 a を図 1 5 の矢印で示すラジアル走査 8 2 a を行わせるために、画像構築回路 3 1 は、超音波ビーム 8 1 a の形成に関与する複数の超音波振動子を選択し直し、再び励起信号を送信する。これにより超音波ビーム 8 1 a の角度を変えて、所謂電子ラジアル走査が実現されるようになっている。

つまり、前述した本発明の第 1 の実施形態の超音波内視鏡 1 1 a は、超音波振動子 2 5 をモータ 2 2 で回転させるメカニカルなラジアル走査をさせていたが、この第 2 の実施形態の超音波内視鏡 1 1 b は、超音波振動子アレイ 8 1 の複数の超音波波振動子の中から超音波ビーム 8 1 a を出力する超音波振動子を選択駆動させて、電子的にラジアル走査させる点が相違しており、他の構成と作用は全く同一である。

前述した第 1 の実施形態では、メカニカルラジアル走査を採用しているため、フレキシブルシャフト 2 6 のねじれが生じ、このねじれが複数の超音波断層像間で様にならないことが原因になって、断層並列像上の歪みとなって現れる懸念がある。これは通常のメカニカルラジアル走査では、モータの回転角度位置をモータに隣接し

たロータリーエンコーダによって検出する構成であるためである。

しかし、電子ラジアル走査を採用するとメカカルなねじれや誤差が生じることがないために断層並列像の歪みを生じさせることがなくなる。

なお、この第２の実施形態の電子ラジアル走査は、 360° 全周のラジアル走査以外に、例えば 270° のラジアル走査でも良いことは明らかである。

次に、上記第２の実施形態の超音波診断装置に用いる超音波内視鏡 １１ｂ に対する変形例を図 １７ を用いて説明する。図 １７ は本変形例の超音波内視鏡を示すブロック図である。

図 １７ に示す変形例の超音波内視鏡は、ラジアル走査型超音波プロープとしてカプセル内に超音波内視鏡を収納したカプセル超音波内視鏡 １１ｃ である。

このカプセル超音波内視鏡 １１ｃ は、カプセル内に送信コイル ２７ と、超音波振動子 ２５ と、超小型モータ ８３ と、及び超小型モータ ８３ の回転軸から延出して前記超音波振動子 ２５ を保持固定する剛性シャフト ８３ａ とが内装されている。

このカプセル超音波内視鏡 １１ｃ からは信号ケーブル ８５ が延出され、この信号ケーブル ８５ の信号線 ８４ は、前記超音波振動子 ２５ と超小型モータ ８３ のそれぞれの信号線として接続されると共に、前記駆動部 ２３ と接続されている。

このカプセル超音波内視鏡 １１ｃ の超小型モータ ８３ は、剛性シャフト ８３ａ を介して超音波振動子 ２５ を回転駆動させるようになっている。この剛性シャフト ８３ａ の回転方向が超音波振動子 ２５ のラジアル走査 ２５ｂ の方向となる。

超小型モータ 8 3 と超音波振動子 2 5 との間の回転ねじれは、剛性シャフト 8 3 a を用い、且つ、超小型モータ 8 3 と超音波振動子 2 5 とが比較的接近させることで生じにくくなり、超小型モータ 8 3 の回転と超音波振動子 2 5 との回転差が生じることなく、超音波断層像間の歪がない像が生成できる。

また、このカプセル超音波内視鏡 1 1 c は、光学観察窓、CCD カメラ、ライトガイドファイバー、映像信号ケーブル等の構成要素が不要であるから小型化が可能で、被験者がカプセル超音波内視鏡を体腔内へに飲み込み時の負担が小さく、且つ、体腔内での走査が容易で、断層並列像から術者は体腔内の観察位置がわかりやすく観察容易となる。

さらに、カプセル超音波内視鏡 1 1 c は、自然に嚥下、落下、蠕動による進退可能であるために、体腔内での手引き走査が容易となる。

次に、本発明に係る超音波診断装置に適用される第 3 の実施形態である超音波内視鏡を図 1 8 A, B と図 1 9 を用いて説明する。図 1 8 A は本第 3 の実施形態である超音波内視鏡の構成と作用を示す説明図であり、図 1 8 B は、上記超音波内視鏡のねじり走査による各超音波断層像を示す図である。図 1 9 は本第 3 の実施形態の超音波内視鏡を適用した超音波診断装置の作用を説明するフローチャートである。なお、本第 3 の実施形態の超音波内視鏡が適用される超音波診断装置の構成は、図 1 6 の第 2 の実施形態の超音波診断装置と共通とする。

この第 3 の実施形態の超音波内視鏡 1 1 d は、図 1 8 A に示すように、挿入部 2 1 の先端に複数の短冊状に切断された超音波振動子

を挿入方向に沿って略円弧状に配置された超音波振動子アレイ 8 6 が設けている。

この超音波振動子アレイ 8 6 を構成する個々の超音波振動子は、信号線 8 2 を介して駆動部 2 3 を経由して超音波観測部 1 2 の画像構築回路 3 1 に接続されている。

また、この超音波内視鏡 1 1 d は、超音波断層像で観察を行いながら各種処置を実行するために、挿入部に沿って穿刺針や鉗子（図示せず）を挿入する挿通孔であるチャンネル 8 7 が設けられている。

この超音波内視鏡 1 1 d は、超音波振動子アレイ 8 6 を構成する超音波振動子のうち、一部かつ複数の超音波振動子が超音波観測部 1 2 の画像構築回路 3 1 からのパルス電圧状の励起信号によって媒体の疎密波である超音波が投射される。

この超音波を投射させる際、各超音波振動子に供給する各励起信号それぞれが各超音波振動子に到着する時刻が異なるよう、画像構築回路 3 1 で各励起信号に遅延をかけている。この遅延は、各超音波振動子が励起する超音波が被検体内で重ね合わせられたときに一本の超音波ビーム 8 6 a を形成するように設定されている。

この超音波ビーム 8 6 a は、超音波内視鏡 1 1 d の外部へと照射され、被検体内からの反射エコーが各超音波振動子へ入力され、この反射エコーを電氣的なエコー信号に変換して画像構築回路 3 1 へと出力される。

この超音波内視鏡 1 1 d の超音波振動子アレイ 8 6 から投射される超音波ビーム 8 6 a が図中の矢印で示すようにコンベックス走査 8 6 b をするように、画像構築回路 3 1 からの励起信号を複数の超音波振動子に順次選択送信するようになっている。

これにより、超音波振動子アレイ 8 6 から投射される超音波ビーム 8 6 a の角度が変わり、所謂コンベックス走査が実現される。

このような超音波内視鏡 1 1 d を用いて、前述した第 1 から第 3 の実施形態と同様に超音波断層像と断層並列像の生成が可能となる。

この超音波内視鏡 1 1 d を用いた超音波診断の時の断層並列像を生成する際のねじり走査中の作用について図 1 9 を用いて説明する。

ステップ S 5 0 1 で、術者がキーボード 1 5 やマウス 1 6 から入力指示して、各種メニュー表示と、そのメニューからねじり走査開始指示入力を行うと、コントローラ 3 9 から画像構築回路 3 1 に対して超音波振動子アレイ 8 6 を駆動させる励起信号を出力し、コンベックス走査を開始させる。

次に、ステップ S 5 0 2 で、術者は、被検体の体腔内に挿入させた超音波内視鏡 1 1 d をコンベックス走査させながら挿入軸を中心にして回転（以下、ねじり）を始める。なお、以降のステップで、ねじりを行いながらコンベックス走査を繰り返すことで、順次超音波断層像が構築され、この走査方法を以下、「ねじり走査」と称する。このねじり走査の様子を図 1 8 B に示していて、各超音波断層像に対し、構築しはじめた順番に 1 ～ 5 の番号がつけられている。なお、図 1 8 A では、説明の都合上、穿刺針がチャンネル 8 7 から突出している状態を示しているが、ねじり走査時は突出させないものとする。

前記ステップ S 5 0 2 のねじりが開始されると、ステップ S 5 0 3 でコントローラ 3 9 は、画像構築回路 3 1 を制御して、超音波振

動子アレイ 8 6 からのエコー信号の基で超音波断層像を構築し、その構築された超音波断層像と、超音波断層像が構築された時に算出された位置方向データとを画像メモリ 3 2 へ超音波断層像と位置方向データとを同期、関連づけて記憶させる。

次に、ステップ S 5 0 4 でコントローラ 3 9 は、画像処理回路 3 3 を制御して、画像メモリ 3 2 に記憶されている超音波断層像と位置方向データとを読み込み、超音波断層像を切断して切断片を生成させる。この切断片を生成する際の超音波断層像の切断の位置は予め設定されており、ここでは、以降のステップの説明の都合から図 1 8 A に示すように、コンベックス走査平面 8 6 c の中央を通る直線の切断位置 8 6 d とする。なお、この切断位置 8 6 d は、前述した第 1 の実施形態と同様に位置の変更や新たな設定が可能である。

このステップ S 5 0 4 の切断片の生成が終了すると、ステップ S 5 0 5 以降が実行されるが、ステップ S 5 0 5 ～ S 5 1 0 は、前述したステップ S 1 0 5 ～ S 1 1 0 と同じ作用であるから詳細説明は省略する。

すなわち、画像処理回路 3 3 は、ねじり走査で得られた連続した複数の超音波断層像を画像メモリ 3 2 から読み込み、設定された新しい視線方向で新たに断層並列像を構築することになり、ステップ S 5 0 3 ～ S 5 1 0 までの処理を繰り返すことで、断層並列像は、ねじり走査に併せて順次延びていくことになる。

なお、画像処理回路 3 3 は、断層並列像がねじり走査に伴ってモニタ 1 4 の画面からはみだしそうになるときは、最新の切断片が全てモニタ画面内に表示されるよう、ステップ S 5 0 9 での表示の前に断層並列像をスクロールさせることも可能である。また、この

ねじり走査後は、前述した手引き走査後の作用と同じである。

このようなコンベックス走査型超音波内視鏡は、超音波断層像で観察しながら穿刺針を患部へ穿刺し、患部の細胞や組織を吸引生検することができる。生検された細胞や組織は検体と呼ばれ、顕微鏡下で病理検査されて、検体を基に患部の疾患が診断判定できるために医学的に大変有用である。

このコンベックス走査型超音波内視鏡 11d をを用いることにより、術者が断層並列像から病変の周囲臓器への広がりや穿刺前に把握でき、病変を確実に穿刺し検体採取が容易となる。

また、血管がどのように走行しているか穿刺前に把握しやすく、穿刺時の出血を避けるよう血管走行を容易に確認でき、穿刺前の検査時間を省くことができる。

上述したように本発明の第 1 から第 3 の実施形態、または、変形例等による音波診断装置は、病変の管腔に沿った浸潤の広がり、管腔表面から垂直方向への浸潤の深さ、及び管腔から見て深部にある臓器や門脈への浸潤の広さと深さが観察できる超音波画像のモニタ表示が可能となり、断層並列像を走査中に表示することで、被験者の体腔内のどの部分であるかと、撮像密度をモニタ画面に表示する断層並列像の枚数で示すことができ、撮像画像取得の取りこぼしが生じにくい超音波診断装置を提供できる効果を有している。

次に、本発明の第 4 の実施の形態の超音波診断装置について図 20 乃至図 32 を用いて説明する。

図 20 乃至図 32 は本第 4 の実施の形態に係わり、図 20 は超音波診断装置の概略構成図、図 21 は内視鏡挿入部の挿入側先端の拡大断面図、図 22 は超音波診断装置を被検体に使用する際の外観図、

図 2 3 は位置方向データを説明するためのデータの概念図、図 2 4 は超音波ガイド像を示す説明図、図 2 5 乃至図 3 0 はモニタ上に超音波画像と超音波ガイド像とを表示する際の各表示例を示す説明図、図 3 1、3 2 はガイド像の変形例を示す説明図である。

図 2 0 において、本実施形態の超音波診断装置 1 0 1 は、超音波内視鏡 1 0 2 と、光学画像処理部 1 0 3 と、磁気センサユニット 1 0 4 と、位置方向検出部 1 0 5 と、超音波画像処理部 1 0 6 と、表示手段としてのモニタ 1 0 7 とを有して構成されている。なお、本実施の形態において、図 2 0 に示す各信号線のうち、細破線は光学像に関わる信号／データ、太線（実線）は超音波画像（断層像）に関わる信号／データ、長破線は超音波画像の位置／方向に関わる信号／データ、2 点鎖線は表示画面に関わる信号／データ、細線（実線）はその他の信号／データの流れをそれぞれ示す。

超音波内視鏡 1 0 2 は、可撓性を有して構成され被検体 1 0 0 の体腔内に挿入される内視鏡挿入部 1 1 0 と、この内視鏡挿入部 1 1 0 の基部に連設する内視鏡操作部 1 1 1 とを有して構成されている。

図 2 1 に示すように、内視鏡挿入部 1 1 0 の先端側には硬性フレーム 1 1 2 が連結され、この硬性フレーム 1 1 2 の先端に、超音波透過性の良好な硬質ポリエチレンやポリメチルペンテン等の材質からなる先端キャップ 1 1 5 が冠設されている。先端キャップ 1 1 5 の内部には、硬性フレーム 1 1 2 に回転自在に軸支された超音波振動子 1 1 6 が配設されているとともに、流動パラフィンや脱気水等の超音波伝達媒体 1 1 7 が充填されている。

また、超音波振動子 1 1 6 には可撓性を有する材料で構成された

フレキシブルシャフト 118 の先端側が連結され、このフレキシブルシャフト 118 の基端側が、内視鏡挿入部 110 内を貫通して内視鏡操作部 111 側に導かれ（図示せず）、当該内視鏡操作部 111 内に配設されたモータ 133 に連結されている。そして、これにより、フレキシブルシャフト 118 を介して超音波振動子 116 は、例えば、図 21 に示す矢印方向（すなわち、時計回り方向）に回転駆動される。また、フレキシブルシャフト 118 内には図示しない信号線が配線されており、超音波振動子 116 は、この信号線を介して内視鏡操作部 111 経由で超音波画像処理部 106 内の超音波信号処理回路 140（後述する）へとエコー信号を出力する。

また、内視鏡挿入部 110 の先端側において、硬性フレーム 112 内には、空間内に磁場を張るソレノイドコイルからなる一対の磁気ソース 121, 122 が設けられており、これらが、信号線 123, 124 を介して内視鏡操作部 111 経由で位置方向検出部 105 内のコイル駆動回路 137（後述する）に接続されている。これらの磁気ソースのうち、一方の磁気ソース 121 のコイルを構成する巻軸の方向は、図 21 中に示す「12時方向」に沿って設定されており、他方の磁気ソース 122 のコイルを構成する巻軸の方向は、図 21 中に示す「法線方向」に沿って設定されている。ここで、本実施の形態において、法線方向とは、内視鏡挿入部 110 の挿入軸方向を示し、また、この法線方向は、超音波振動子 116 が被検体 100 の体腔内をラジアル走査して得られる超音波画像の法線方向と一致するものである。12時方向とは、上記法線方向に直交する一の軸方向を示す。そして、磁気ソース 22 の巻軸の方向は、法線方向に直交する方向のうち、超音波画像の 12時方向に一致するよ

う設定されている（図 25 参照）。なお、超音波振動子 116 のラジアル走査については後述する。

さらに、内視鏡挿入部 110 の先端側において、硬性フレーム 112 には、光学像を撮像するための CCD カメラ 125 が配設されているとともに、CCD カメラ 125 での撮像に必要な光を体腔内に照射するための撮像光照射窓 126 が CCD カメラ 125 に近接して配設されている。CCD カメラ 125 は、内視鏡挿入部 110 内に配線された信号線（図示せず）を介して内視鏡操作部 111 経由で光学画像処理部 103 に接続されている。そして、CCD カメラ 125 から光学画像処理部 103 に撮像信号が出力されると、光学画像処理部 103 は、この撮像信号を基に体腔内の光学画像を作成する。また、撮像光照射窓 126 には、光ファイバー等の導光路（図示せず）の先端部が臨まされており、この導光路の基部が内視鏡挿入部 110 及び内視鏡操作部 111 内を経由して光源装置（図示せず）に連設されることにより、撮像光照射窓 126 に撮像光が導かれるようになっている。

図 20 に示すように、内視鏡操作部 111 は、フレキシブルシャフト 118 を介して超音波振動子 116 を回転駆動するモータ 133 と、このモータ 133 の回転角度を検出するロータリエンコーダ 134 とを内部に有して構成されている。ロータリエンコーダ 134 は、剛性を有するシャフトを介してモータ 133 の回転軸と連結されており、これにより、超音波振動子 116 の 12 時方向を基準とする基準位置からの回転角度を検出し、回転角度信号として超音波画像処理部 106 内の超音波信号処理回路 140 へと出力する。

磁気センサユニット 104 は、磁場を感知するためのソレノイド

コイルである磁気センサ 1 3 5 を複数有して構成されている。これら磁気センサ 1 3 5 は、内視鏡挿入部 1 1 0 の先端側に設けられた磁気ソース 1 2 1, 1 2 2 からの磁場をそれぞれ設定された所定位置で所定方向から感知するよう、その位置と方向が規定された状態で磁気センサユニット 1 0 4 の筐体内に配設されている。

位置方向検出部 1 0 5 は、磁気センサユニット 1 0 4 及び磁気ソース 1 2 1, 1 2 2 とともに位置情報検出手段としての機能を実現するもので、磁気ソース 1 2 1, 1 2 2 への駆動信号を生成して出力するコイル駆動回路 1 3 7 と、磁気センサユニット 1 0 4 に配設された各磁気センサ 1 3 5 からの受信信号を基に各磁気ソース 1 2 1, 1 2 2 の位置ベクトルと巻軸の方向を示す方向ベクトルとをそれぞれ算出する位置方向算出回路 1 3 8 とを有して構成されている。そして、位置方向算出回路 1 3 8 で算出された各位置ベクトル及び方向ベクトルは、位置方向データ（位置情報）として、超音波画像処理部 1 0 6 のガイド像作成回路 1 4 1 及び画像混合回路 1 4 2 へと出力されるようになっている。

超音波画像処理部 1 0 6 は、超音波振動子からのエコー信号に包絡線検波、対数増幅、A/D変換、及びデジタルスキャンコンバータ（後述）等の公知の信号処理を施して超音波画像を作成する超音波信号処理回路 1 4 0 と、位置方向算出回路 1 3 8 からの位置方向データを基に内視鏡挿入部 1 1 0 の先端の軌跡と超音波画像の位置方向との関係を表す補助像としての超音波ガイド像（以下、単にガイド像ともいう）を作成する補助像作成手段としてのガイド像作成回路 1 4 1 と、超音波画像やガイド像及び光学画像処理部 1 0 3 からの光学像を互いに対比可能とすべく、これらを同時に或いは選択

的に組み合わせて（混合して）所定に表示するための表示画像データを作成する表示制御手段としての画像混合回路 1 4 2 と、画像混合回路 1 4 2 で作成された画像データをアナログのビデオ信号に変換する表示回路 1 4 3 と、画像混合回路 1 4 2 で作成された表示画像、超音波画像、ガイド像、及び光学像等の各種画像データを位置方向データと互いに関連づけて記憶するハードディスク（以下、HDD と称す） 1 4 4 と、マウス 1 4 6 やキーボード 1 4 7 及びキーボード 1 4 7 上に設けられたトラックボール 1 4 8 等の入力手段からの入力信号に基づいてガイド像作成回路 1 4 1 をはじめとする超音波画像処理部 1 0 6 内の各部を統括的に制御する制御回路 1 4 5 とを有して構成されている。

ここで、図 2 2 に示すように、本実施の形態において、モニタ 1 0 7、超音波画像処理部 1 0 6、光学画像処理部 1 0 3、及び位置方向検出部 1 0 5 は、それぞれ別個の筐体を持ったユニットとして構成され、これらがトロリー 1 5 0 によって一体的に保持されている。また、被検体 1 0 0 が仰臥もしくは側臥するベッド 1 5 1 上には、直方体の筐体で構成された磁気センサユニット 1 0 4 が固定されている。この場合、磁気センサユニット 1 0 4 が被検体 1 0 0 の関心領域に可能な限り近接するよう固定されることにより、磁気ソース 1 2 1、1 2 2 を設けた内視鏡挿入部 1 1 0 の先端と磁気センサ 1 0 4 との距離が小さくなるよう設定されている。これにより、S/N 比が高められ、磁気センサユニット 1 0 4 によって精度よく磁場を感知できるようになっている。術者は手を使って図 2 2 の矢印で示す方向に内視鏡挿入部 1 1 0 の先端を進退させたり挿入方向を中心に回転（即ちねじり）させて検査を行う。

次に、このように構成された本実施の形態の作用について説明する。

まず、光学像に関わる信号／データの流れについて説明する。

内視鏡挿入部 110 の先端に取り付けられた CCD カメラ 125 で得られた撮像信号は、光学画像処理部 103 により必要な信号処理、画像処理が施され、光学像として超音波画像処理部 106 内の画像混合回路 142 に出力される。

次に、超音波画像に関わる信号／データの流れについて説明する。

超音波振動子 116 は、超音波画像処理部 106 内の超音波信号処理回路 140 が発するパルス電圧状の励起信号を受け取って媒体の疎密波である超音波のビームに変換する。超音波ビームは超音波伝達媒体 117 と先端キャップ 115 とを伝わって超音波内視鏡 102 の外部へと照射され、被検体 100 内からの反射エコーが超音波ビームとは逆の経路を辿って超音波振動子 116 へ戻る。超音波振動子 116 は反射エコーを電氣的なエコー信号に変換して励起信号とは逆の経路で超音波信号処理回路 40 へ伝達する。さらに、この作用を反復的に繰り返す一方で、内視鏡操作部 111 内のモータ 133 が回転することによりフレキシブルシャフト 118 と超音波振動子 116 がそれぞれ図 21 のブロック矢印の方向へ回転する。このため超音波ビームが内視鏡挿入部 110 に垂直な平面（以下、ラジアル走査平面）内で順次放射状に照射され、いわゆるメカニカルラジアル走査が実現する（以下、単にラジアル走査とする）。超音波信号処理回路 140 は、超音波振動子 116 からのエコー信号に包絡線検波・対数増幅・A/D 変換・デジタルスキャンコンバータ（ラジアルスキャンで生成された極座標系のデータを直交座標系

の画像データに変換する処理)等の公知の処理を施して超音波画像の画像データを作成する。なお、画像を作成する際には、ロータリエンコーダ 134 からの回転角度信号を用いて、超音波画像の 12 時方向を定める。この超音波画像は画像混合回路 142 に出力される。

次に、超音波画像の位置／方向に関わる信号／データの流れについて説明する。位置方向検出部 105 のコイル駆動回路 137 で生成される駆動信号によって磁気ソース 121, 122 が駆動され、これら磁気ソース 121, 122 からの磁場を磁気センサユニット 104 の各磁気センサ 135 が受信すると、磁気センサ 135 からの受信信号は、位置方向算出回路 138 により内視鏡挿入部 110 の先端の位置方向データに変換され、超音波画像処理部 106 内のガイド像作成回路 141 に出力される。

ここで、位置方向算出回路 138 が算出する位置方向データの内容は、図 23 の概念図に示すように、以下の通りである。

(1) 超音波振動子 116 の回転中心の位置ベクトル r [$= (x, y, z)$]

なお、超音波振動子 116 の回転中心と磁気ソース 121, 122 とは内視鏡挿入部 110 の先端にあり、互いに近傍であって位置関係も硬性フレーム 112 により固定されているので、 r は 2 個の磁気ソース 121, 122 うちの一方の磁気ソースに基づく位置ベクトルと同じとして良い。

(2) 超音波画像の法線方向の方向ベクトル V_h [$= (V_{hx}, V_{hy}, V_{hz})$]

なお、方向ベクトル V_h は法線方向へ巻かれている磁気ソース 1

22 の方向ベクトルと同じである。

(3) 超音波画像の12時方向の方向ベクトル $V_{12} [= (V_{12x}, V_{12y}, V_{12z})]$

なお、方向ベクトル V_{12} は12時方向へ巻かれている磁気ソース121の方向ベクトルと同じである。

ここで、各ベクトルの成分は [] に上記したが、これらの成分は直方体の磁気センサユニット104を基準として規定される座標系に対する成分に設定されている。実際にはこの成分が位置方向データとして出力される。

また、図23からも明らかなように、超音波画像はベクトル V_h とベクトル $(V_{12} \times V_h)$ (但し、 \times はベクトルの外積) の2本のベクトルで張られる平面(ラジアル走査平面)内にあることになる。

そして、ガイド像作成回路141は、位置方向算出回路138で得られた位置方向データから後述するガイド像を作成し、このガイド像を画像混合回路142に出力する。

最後に、モニタ107での表示画面に関わる信号/データの流れについて説明する。

画像混合回路142は、光学像、超音波画像、ガイド像を個別に表示するための画像データやこれらを互いに対比できるよう同一画面に並べた画像データを生成する。この画像データは、表示回路143によりアナログのビデオ信号に変換されモニタ107に出力される。さらに、画像混合回路142は、光学像、超音波画像、ガイド像、位置方向データを検査後の使用の際にも供せられるよう、互いに同期をとり、関連づけてHDD144にも出力する。

以下に、ガイド像作成回路141による超音波ガイド像の作成方

法の作用について詳細に説明する。

まず、ガイド像作成回路 1 4 1 は、超音波信号処理回路 1 4 0 が超音波画像を作成する度に位置方向算出回路 1 3 8 から位置方向データを取り込む。超音波信号処理回路 1 4 0 は、超音波振動子 1 1 6 がラジアル走査をするたびに超音波画像を作成するものであるから、ガイド像作成回路 1 4 1 には超音波画像と関連のある複数の位置方向データがセットとして順次取り込まれることになる。

次に、ガイド像作成回路 1 4 1 は、例えば、図 2 4 に示すような超音波ガイド像を作成する。このガイド像は、磁気センサユニットマーカ 1 6 0 と、磁気センサユニットマーカ 1 6 0 に対して相対表示される複数の超音波画像マーカ 1 6 1 と、各超音波画像マーカ 1 6 1 上に表示される 1 2 時方向マーカ 1 6 2 と、軌跡マーカ 1 6 3 とを有して構成される。

磁気センサユニットマーカ 1 6 0 は、磁気センサユニット 1 0 4 の向きを表現するために、磁気センサユニット 1 0 4 と同様の形態でガイド像中に表現される直方体のマーカである。この場合、磁気センサユニット 1 0 4 の各表面には所定の彩色が施されており、磁気センサユニットマーカ 1 6 0 の対応する各面にも同様の彩色が施されることによって、術者等が、実際の磁気センサユニット 1 0 4 の向きと磁気センサユニットマーカ 1 6 0 との対応を容易に認識できるようになっている。なお、図 2 4 の例では、磁気センサユニットマーカ 1 6 0 の正面が黄色、上面が青色、右側面が赤色に設定されている。

超音波画像マーカ 1 6 1 (図示の例では超音波画像マーカ 1 6 1 a ~ 1 6 1 e) は、各タイミングで得られた超音波画像のラジアル

走査平面の位置と方向、すなわち各超音波画像の位置と方向とを表現する長方形（もしくは正方形）をある平面に射影した板状のマーカである。超音波画像マーカ 1 6 1 は、前述の 3 つのベクトル r 、 V_h 、 V_{12} の各成分から容易に作成することができる。なお、図 2 3 では多数のラジアル走査平面が描かれているが、図 2 4 では説明の都合上、画像を間引いてある。

1 2 時方向マーカ 1 6 2（図示の例では 1 6 2 a ~ 1 6 2 e）は、超音波画像マーカ 1 6 1 上で超音波画像の 1 2 時方向を表現する三角形のマーカである。1 2 時方向マーカ 1 6 2 は、前述の 3 つのベクトル r 、 V_h 、 V_{12} の各成分から容易に作成することができる。1 2 時方向マーカ 1 6 2 は 1 2 時方向から画像中心を指し示す方向に頂点を持つ三角形である。

軌跡マーカ 1 6 3 は、内視鏡挿入部 1 1 0 の先端がたどった軌跡を表現する曲線状のマーカである。軌跡マーカ 1 6 3 は、前述のベクトル r が示す点を時間を追って順次連結していくことによって作成される。すなわち、前述のベクトル r が示す点を時間順に追うとラジアル走査の回転中心の移動の履歴が得られるため、 r が示す点を時間を追って順次連結して、ある平面に射影すれば軌跡マーカが得られる。なお、これらを連結する際には補間が必要であるが、これは直線で補間しても、前後複数の位置ベクトルを用いて曲線で補間しても良い。

ガイド像作成回路 1 4 1 は、術者が超音波振動子 1 1 6 をラジアル走査をさせながら被検体 1 0 0 の深部へ挿入、もしくは挿入した後引くに従って、図 2 4 に符号 1 6 1 e、1 6 1 d、1 6 1 c、1 6 1 b、1 6 1 a、及び 1 6 2 e、1 6 2 d、1 6 2 c、1 6 2 b、

1 6 2 a で順次示すように、新しい超音波画像マーカ 1 6 1 と 1 2 時方向マーカ 1 6 2 とを表示していくとともに、軌跡マーカ 1 6 3 を延長させていく。そして、ガイド像作成回路 1 4 1 は、超音波画像マーカ 1 6 1、1 2 時方向マーカ 1 6 2、軌跡マーカ 1 6 3 を合成し、磁気センサユニットマーカ 1 6 0 とともにガイド像を作成する。

以下に、ラジアル走査中の超音波ガイド像と超音波画像とをモニタ 1 0 7 上に同時に表示する際の具体的な表示例及びその表示方法について説明する。

< 第 1 表示例 >

図 2 5 は、超音波振動子 1 1 6 でのラジアル走査中の超音波画像と超音波ガイド像との表示例を示す。この表示例では、図示のように、例えば、モニタ 1 0 7 の右側には最新の超音波画像が表示され、左側にはガイド像が表示される。このような表示に際し、ガイド像作成回路 1 4 1 は、図示のように、表示中の超音波画像を示す超音波画像マーカ 1 6 1（図示の例では超音波画像マーカ 1 6 1 e）に対し、他の超音波画像マーカ 1 6 1 とは異なる色を彩色する。このように最新の超音波画像マーカ 1 6 1 に異なる色を彩色することにより、現在表示中の最新の超音波画像と最新の超音波画像マーカ 1 6 1 との対応付けがなされている。また、超音波画像上には、最新の超音波画像マーカ 1 6 1 上に設けられた 1 2 時方向マーカ 1 6 2（図示の例では 1 2 時方向マーカ 1 6 2 e）に対応する 1 2 時方向マーカ 1 6 5 が設けられている。なお、この 1 2 時方向マーカ 1 6 5 の形状はガイド像上の 1 2 時方向マーカ 1 6 2 と相似形である。ところで、術者がラジアル走査をさせながら内視鏡挿入部 1 1 0 の

先端を進退させることにより、最新の超音波画像マーカ 1 6 1、1 2 時方向マーカ 1 6 2、軌跡マーカ 1 6 3 がモニタ画面からはみ出してしまう可能性があるが、画像混合回路 1 4 2 は、表示中の超音波画像の超音波画像マーカ 1 6 1 が画面からはみ出さないようこれらのマーカを自動的にスクロールさせる。

このような表示例によれば、例えば、モニタ 0 7 上の右側に最新の超音波画像を表示させるとともに左側にガイド像を表示させるよう画像混合回路 4 2 等を構成し作用させることにより、現在モニタ 0 7 上に表示されている超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのかを術者等に容易に認識させることができる。すなわち、例えば食道から胃を経由して十二指腸を通るよう消化管に沿って内視鏡挿入部 1 0 を挿入または抜去した場合、その軌跡は解剖学的に消化管の形状とほぼ一致する。このことを利用して、術者は、ガイド像から、内視鏡挿入部 1 0 の先端が体腔内のどの部分にあるかを明確に判別することが出来、どの部位で走査されている超音波画像なのかを容易に把握することができる。

また、超音波画像マーカ 1 6 1 と超音波画像とに、それぞれの 1 2 時方向を示す 1 2 時方向マーカ 1 6 2、1 6 5 を設けてこれらに対比できるよう作用させることにより、現在画面に表示されている超音波画像がどの部位を、特にどの方向で走査されている超音波画像なのかを、術者等により明確に把握させることができる。

また、現在表示中の超音波画像を示す超音波画像マーカ 1 6 1 の色を他の超音波画像マーカ 1 6 1 とは区別するよう作用させることにより、現在画面に表示されている超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのかをより明確に把握させることができる。

さらに、ガイド像の各超音波画像マーカ 1 6 1 によって、現在までに得られた超音波画像の履歴を一見して把握することができるため、術者が被検体 1 0 0 の超音波画像をどの辺りでどの程度の枚数（密度）撮像したかを容易に把握することができ、画像取得の取りこぼしを生じにくいという効果を奏することもできる。

< 第 2 表示例 >

図 2 6 は、超音波振動子 1 1 6 でのラジアル走査中の超音波画像と超音波ガイド像との表示例を示す。この表示例では、図示のように、例えば、モニタ 1 0 7 の上側には最新の超音波画像が表示され、下側の左右には異なる方向からのガイド像が表示される。なお、下側右のガイド像は、下側左と直交する別な方向から見たときのガイド像である。このように作用することで、モニタ 1 0 7 の管面が 2 次元であっても検査中にわかりやすく表現することができる。

このような表示例によれば、ガイド像作成回路と画像混合回路とを表示するに際し、例えば、モニタ 1 0 7 の上側に最新の超音波画像を表示するとともに、下側の左右に向きの異なるガイド像を表示させるよう構成・作用することにより、現在画面に表示されている超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのかを、術者等により一層容易に把握させることができる。

< 第 3 表示例 >

図 2 7 は、超音波振動子 1 1 6 でのラジアル走査後の超音波画像と超音波ガイド像との表示例を示す。この表示例では、図示のように、例えば、モニタ 1 0 7 上の右側に H D D 1 4 4 から読み出した超音波画像が表示され、左側に超音波画像に対応するガイド像が表示される。この場合、術者はラジアル走査中に記録した超音波画像

をマウス 1 4 6 やキーボード 1 4 7 で指定してモニタ 1 0 7 上に読み出すことができる。

このような表示例は、次の作用で達成される。

まず、HDD 1 4 4 に記録された超音波画像の中から術者によって所定の超音波画像が指定されると、画像混合回路 1 4 2 は、指定された超音波画像に加え、走査の際に記録されたこの超音波画像を含む一連の超音波画像の位置方向データを経時の順もしくは逆順に読み出し、読み出した位置方向データをガイド像作成回路 1 4 1 に出力する。ガイド像作成回路 1 4 1 は、位置方向データを基にガイド像を作成し、再び画像混合回路 1 4 2 へ出力する。このようにして、ガイド像が図 2 7 のように超音波画像と同一画面上に表示される。

次に、術者の操作に合わせてガイド像が変化していく作用を説明する。

術者が画面を見ながら、キーボード 1 4 7 上の矢印キー（図示せず）やマウス 1 4 6 やトラックボール 1 4 8 を操作すると、画像混合回路 1 4 2 はラジアル走査の際に記録された超音波画像を経時の順もしくは逆順に読み出し、画面右側の超音波画像を順次更新していく。このとき、ガイド像作成回路 1 4 1 は、画面右側に表示中の超音波画像に対応した超音波画像マーカ 1 6 1（図示の例では超音波画像マーカ 1 6 1 d）が、他の超音波画像マーカ 1 6 1 と色が区別されるようガイド像を作成し直し、画像混合回路 1 4 2 へ出力する。従って、術者は、画面右側の超音波画像が順次更新されたことを認識でき、画面左側では色の区別された超音波画像マーカが隣接する超音波画像マーカの位置へ順次連動していることを認知するこ

とができる。

このような表示例によれば、上述の第 1 表示例で得られる効果に加え、モニタ 1 0 7 上の画像右側に H D D 1 4 4 から読み出した超音波画像を表示するとともに、左側にこれにリンクするガイド像を表示させるよう作用させることにより、記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかを術者等に容易に認識させることができる。

また、表示中の超音波画像を示す超音波画像マーカ 1 6 1 の色を他の超音波画像マーカとは区別して表示することにより、記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかを術者等に一層容易に把握させることができる。

また、画面右側の超音波画像が順次更新された際に、画面左側では色の区別された超音波画像マーカ 1 6 1 が隣接する超音波画像マーカの位置へ順次連動して移動するよう表示させることにより、記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかを一層容易に把握させることができる。さらには、内視鏡挿入部 1 1 0 の移動の軌跡に沿って、周囲臓器や脈管がどのように繋がっているのかも容易に認識させることができる。

< 第 4 表示例 >

図 2 8 は、超音波振動子 1 1 6 でのラジアル走査後の超音波画像と超音波ガイド像との表示例を示す。この表示例では、図示のように、例えば、モニタ 1 0 7 の右側には超音波画像が表示され、左側にはガイド像が表示される。その際、術者はラジアル走査中に記録した超音波画像をマウス 1 4 6 やキーボード 1 4 7 で指定して画面に読み出し、さらにその表示を下半円や上半円にして通常の表示範

囲外の部分が表示できるよう表示範囲を変更することができる。なお、図 28 では読み出した超音波画像の下半円を表示した場合について示している。

このような表示例は、次の作用で達成される。なお、以下に説明する作用はラジアル走査中に行われても差し支えない。

まず、HDD 144 に記録された超音波画像の中から術者によって指定された超音波画像が指定されると、画像混合回路 142 は、指定された超音波画像に加え、走査の際に記録されたこの超音波画像を含む一連の超音波画像の位置方向データを経時の順もしくは逆順に読み出し、読み出した位置方向データをガイド像作成回路 141 に出力する。ガイド像作成回路 141 は、位置方向データを基にガイド像を作成し、再び画像混合回路 142 へ出力する。このようにして、ガイド像が第 3 表示例と同様に超音波画像と同一画面上に表示される。

次に、例えば、現在表示中の超音波画像の下半円の範囲が術者によって指定されると、画像混合回路 142 は、術者が指定した範囲の超音波画像を HDD 144 から再度読み出し、読み出した範囲の超音波画像（下半円の超音波画像）を画面右側に拡大表示するよう超音波画像を更新する。

次に、術者の操作に合わせてガイド像が変化する作用を説明する。

画像混合回路 142 が上述のように画面右側の超音波画像を更新するとき、ガイド像作成回路 141 は、画面右側に表示中の超音波画像に対応した超音波画像マーカ 161（図示の例では超音波画像マーカ 161 d）のうち、超音波画像の表示範囲（すなわち下半分）に対応する部分のみの色が他の超音波画像マーカの色と区別される

ようガイド像を作成し、画像混合回路 1 4 2 へ出力する。従って、術者は、対応する超音波画像マーカ 1 6 1 の色表示によって、画面右側の超音波画像の表示範囲が下半円に変更されていることを認識できる。

このような表示例によれば、上述の第 3 表示例と同様の効果に加え、超音波画像の表示範囲を任意に変更して拡大表示等を行うことによって、関心領域の重点的な観察を容易に実現することができる。その際、本表示例のように、拡大表示した超音波画像に対応して超音波画像マーカ 1 6 1 上の対応する領域を色分け表示することにより、どの部分が拡大表示されているかを術者等に容易に確認させることができる。また、表示されている部分と内視鏡挿入部 1 1 0 の先端がたどった軌跡との位置関係がわかりやすい。

< 第 5 表示例 >

図 2 9 は、超音波振動子 1 1 6 でのラジアル走査後の超音波画像と超音波ガイド像との表示例を示す。この表示例では、図示のように、例えば、モニタ 1 0 7 の右側には超音波画像が表示され、左側にはガイド像が表示される。その際、術者はラジアル走査中に記録した超音波画像をマウス 1 4 6 やキーボード 1 4 7 で指定して画面に読み出し、さらにその方向をマウス 1 4 6 やトラックボール 1 4 8 やキーボード 1 4 7 を用い、ラジアル走査の際の超音波振動子 1 1 6 の回転中心を中心にして、超音波画像を回転することができる。なお、図 2 9 では読み出した超音波画像を時計回り（図 2 9 の矢印の方向）に回転する場合について示している。

このような表示例は、次の作用で達成される。なお、以下、説明する作用はラジアル走査中に行われても差し支えない。

まず、HDD 144に記録された超音波画像の中から術者によって所定の超音波画像が指定されると、画像混合回路142は、指定された超音波画像に加え、走査の際に記録されたこの超音波画像を含む一連の超音波画像の位置方向データを経時の順もしくは逆順に読み出し、読み出した位置方向データをガイド像作成回路141に出力する。ガイド像作成回路141は、位置方向データを基にガイド像を作成し、再び画像混合回路142へ出力する。このようにして、ガイド像が第3表示例と同様に超音波画像と同一画面上に表示される。

次に、画像混合回路142は、術者によるマウス146やトラックボール148の操作に応じて、超音波画像を回転させる。

次に、術者の操作に合わせてガイド像が変化していく作用を説明する。

画像混合回路142が画面右側の超音波画像を回転するとき、ガイド像作成回路141は、画面右側に表示中の超音波画像に対応した超音波画像マーカ161（図示の例では超音波画像マーカ161d）の方向を12時方向マーカ162も含めて、回転させる。そして回転中のガイド像を逐次作成し、画像混合回路142へ出力する。従って、術者は、画面右側の超音波画像が回転された際に、この超音波画像の回転状況等を超音波画像マーカ161の回転表示によって認識することができる。

このような表示例によれば、上述の第3表示例と同様の効果に加え、超音波画像を任意の回転位置で表示させることにより、関心領域の重点的な観察を容易に実現することができる。その際、本表示例のように、ガイド像中の対応する超音波画像マーカ161を超音

波画像に連動させて回転させることにより、回転させた超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかを術者等に容易に認知させることができる。また、回転後の超音波画像の向きと内視鏡挿入部 110 のたどった軌跡との位置関係がわかりやすい。

< 第 6 表示例 >

図 30 は、超音波振動子 16 でのラジアル走査後の超音波画像と超音波ガイド像との表示例を示す。この表示例では、図示のように、例えば、モニタ 107 の右側には超音波画像が表示され、左側にはガイド像が表示される。その際、術者は、画面左側のガイド像の磁気センサユニットマーカ 160 をマウス 146 やトラックボール 148 やキーボード 147 を用いて回転させることができる。さらに、その際には、各超音波画像マーカ 161、各 12 時方向マーカ 162、及び軌跡マーカ 163 も磁気センサユニットマーカ 160 の回転に連動して回転する。

このような表示例は、次の作用で達成される。なお、以下、説明する作用はラジアル走査中に行われても差し支えない。

まず、HDD 144 に記録された超音波画像の中から術者によって所定の超音波画像が指定されると、画像混合回路 142 は、指定された超音波画像に加え、走査の際に記録されたこの超音波画像を含む一連の超音波画像の位置方向データを経時の順もしくは逆順に読み出し、読み出した位置方向データをガイド像作成回路 141 に出力する。ガイド像作成回路 141 は、位置方向データを基にガイド像を作成し、再び画像混合回路 142 へ出力する。このようにして、ガイド像が第 3 表示例と同様に超音波画像と同一画面上に表示される。

次に、術者によるマウス 1 4 6、トラックボール 1 4 8、或いはキーボード 1 4 7 操作によって、モニタ 1 0 7 上に表示された磁気センサユニットマーカ 1 6 0 を回転させるための回転の軸と角度とが入力されると、ガイド像作成回路 1 4 1 は、この角度に合わせて磁気センサユニットマーカ 1 6 0 を回転させるとともに、各超音波画像マーカ 1 6 1、各 1 2 時方向マーカ 1 6 2、及び軌跡マーカ 1 6 3 をこれに連動して回転させたガイド像を逐次作成し、画像混合回路 1 4 2 へ出力する。これにより、モニタ 1 0 7 上の画面左側には、ガイド像の磁気センサユニットマーカ 1 6 0 とともに、各超音波画像マーカ 1 6 1、各 1 2 時方向マーカ 1 6 2、及び軌跡マーカ 1 6 3 の回転されたガイド像が表示される。

このような表示例によれば、上述の第 3 表示例と同様の効果に加え、ガイド像を回転表示させることにより、記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかについて種々の角度からの見方で観察することができる。従って、例えば、ある方向からの表示において超音波画像マーカ 1 6 1 同士が重なってしまった場合等にも、所望の情報の視認性を向上することができる。

< 第 7 表示例 >

図 3 1 は、超音波振動子 1 1 6 でのラジアル走査後の表示例を示す。なお、図 3 1 ではガイド像のみ示し、超音波画像についての説明は第 3 表示例と同様なので省略する。この表示例は、特に、超音波画像マーカ 1 6 1 が密に配列された際の表示例に関するものである。すなわち、超音波画像マーカ 1 6 1 の枚数が多いときには、軌跡マーカが隠れてしまう可能性があるため、ガイド像作成回路 1 4 1 の作用によって、ガイド像上の軌跡マーカが省略して表示される。

なお、このようなガイド像表示は、ラジアル走査中に行われてもよい。このような表示例においても、上述の第 3 表示例と同様の効果を得ることができる。

< 第 8 表示例 >

図 3 2 は、超音波振動子 1 1 6 でのラジアル走査後の表示例を示す。なお、図 3 2 ではガイド像のみ示し、超音波画像についての説明は第 3 表示例と同様なので省略する。この表示例は、特に、超音波画像マーカ 1 6 1 が密に配列された際の表示例に関するものである。すなわち、本表示例は、超音波画像マーカ 1 6 1 の枚数が多い場合に、現在表示中の超音波画像に対応する超音波画像マーカ 1 6 1 が他の超音波画像マーカによって隠れてしまうことに対応する表示例であり、ガイド像作成回路 1 4 1 の作用によって実現する。具体的には、ガイド像作成回路 1 4 1 は、図 3 2 のように、表示中の超音波画像に対応する超音波画像マーカ 1 6 1 以外の超音波画像マーカを小円をある平面に射影した楕円状の超音波画像マーカ 1 6 6 で表現したガイド像を作成する。この場合、超音波画像マーカ 1 6 6 を構成する各小円は、表示中の超音波画像に対応する超音波画像マーカ 1 6 1 の縦横寸法よりも小さい半径の円に基づいて設定される。なお、このようなガイド像表示は、ラジアル走査中に行われてもよい。

このような表示例によれば、上述の第 3 表示例と同様の効果に加え、現在表示中の超音波画像に対応する超音波画像マーカ 1 6 1 の視認性を向上することができるという効果を奏する。

次に、図 3 3 , 3 4 は本発明の第 5 の実施の形態に係わり、図 3 3 は超音波診断装置の概略構成図、図 3 4 はガイド像の一例を示す

説明図である。なお、本実施の形態においては、上述の第４の実施の形態と異なる点についてのみ説明を行い、その他同様の点については説明を省略する。

図３３に示すように、被検体１００上には、内視鏡挿入部１１０に設けられた磁気ソース１２１、１２２と同様に、異なる方向に巻かれたソレノイドコイルからなる複数の磁気ソース１７０が設けられている。そして、コイル駆動回路１３７は、図示しない信号線を介して、これら各磁気ソース１７０に駆動信号を入力するようになっている。ここで、各磁気ソース１７０は、被検体１００に巻装されるベルト１７１に固定されており、これにより、各磁気ソース１７０の位置が被検体１００の腹部に所定位置で固定される。

次に、このような構成による作用について説明する。

本実施の形態では、内視鏡挿入部１１０の先端に設けられた磁気ソース１２１、１２２の位置方向データを算出する際に r 、 V_{11} 、 V_{12} の各ベクトルの成分を直方体の磁気センサユニットで固定される座標系に対する成分として算出していた上述の第４の実施の形態の作用に代えて、位置方向算出回路１３８は、被検体１００に固定された各磁気ソース１７０についての各ベクトルを求めた上で、上述のベクトル r 、 V_{11} 、 V_{12} の各成分を、被検体１００の磁気ソース１７０で規定される座標系の成分として算出する。

これにより、ガイド像作成回路１４１は、図３４に示すように、被検体１００の向きを基準にして補助像（ガイド像）を作成する。従って、本実施の形態における補助像は、磁気センサユニットマーカ１６０に代えて、被検体１００の向きを表す人形状の被検体マーカ１７５を含んで構成される。その他の作用は、上述の第４の実施

形態と同様である。なお、図 3 4 は、上述の第 4 の実施の形態で説明した<第 8 表示例>に相当する表示例について説明するものであるが、上述の第 4 の実施の形態で説明した他の表示例に対応させて補助像を作成してもよいことは勿論である。

このような実施の形態によれば、上述の第 4 の実施の形態で得られる効果に加え、位置方向算出回路 1 3 8 が、 r 、 V_{11} 、 V_{12} の各ベクトルの成分を被検体 1 0 0 の磁気ソース 1 7 0 で固定される座標系に対する成分として出力し、ガイド像作成回路 1 4 1 が、被検体 1 0 0 の向きを基準にして補助像を作成するよう構成・作用したため、現在画面に表示されている超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのか、または記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかが、被検体 1 0 0 の向きと対比しやすくわかりやすい。被検体 1 0 0 が検査中に動く場合には、特にわかりやすく有用であるという効果を奏することができる。

次に、図 3 5 は本発明の第 6 の実施の形態に係わり、図 3 5 は超音波プローブの概略構成図である。なお、本実施の形態においては、上述の第 4 の実施の形態と異なる点についてのみ説明を行い、その他同様の点については説明を省略する。

本実施の形態は、内視鏡挿入部 1 1 0 に超音波振動子 1 1 6 を一体的に配設することでラジアル走査型超音波プローブとしての機能を実現する上述の第 4 の実施の形態の構成に代えて、内視鏡挿入部を廃止し、カプセル型をした超音波内視鏡（以下、カプセル超音波内視鏡）1 7 6 を直接的に体腔内に挿入するものである。

カプセル超音波内視鏡 1 7 6 は、カプセル 1 7 7 内に、磁気ソース 1 7 8 と、超音波振動子 1 7 9 と、剛性シャフト 1 8 0 と、超小

型モータ 181 とを有して構成され、信号ケーブル 182 を介して直接的に内視鏡操作部 111 に接続されるようになっている。なお、このような構成において、超小型モータ 181 は、上述の第 4 の実施形態で説明した内視鏡操作部 111 内のモータ 133 に代えて設けられるものである。

具体的に説明すると、図示のように、カプセル 177 内において、超音波振動子 179 は、剛性のある棒状の剛性シャフト 180 に接続され、この剛性シャフト 180 を介して、超小型モータ 181 へ接続されている。超音波振動子 179 は、剛性シャフト 180、超小型モータ 181、信号ケーブル 182 を経由する信号線 183 を介して内視鏡操作部 111 経由で超音波画像処理部 106 内の超音波信号処理回路 140 に接続されている。また、磁気ソース 178 は、信号線 183 を介して位置方向検出部 105 内のコイル駆動回路 137 に接続されており、このコイル駆動回路 137 からの駆動信号に基づいて空間に磁場を張るようになっている。なお、本実施形態の磁気ソース 178 は、2 方向に巻かれたソレノイドコイルが一体となって構成されるものである。その他の構成は、上述の第 4 の実施形態と同様である。

このような本実施形態では、上述の第 4 の実施の形態で得られる効果に加え、カプセル超音波内視鏡 176 を用いることにより、被検体 100 がこのカプセルを飲みやすく負担が小さいという効果を奏することができる。この場合、このようなカプセル超音波内視鏡 176 の進退は、一般に、嚥下、落下、蠕動によるものであるため、術者がラジアル走査平面の方向を操作しにくい分、被検体 100 のどこを観察しているかの特定が困難となりやすいが、補助像を用い

た観察を行うことにより、このような問題点を解消することができ、超音波画像がどの部位の走査によって得られたものであるかを術者等に容易に認識させることができる。

次に、図 3 6， 3 7 は本発明の第 7 の実施の形態に係わり、図 3 6 は超音波診断装置の概略構成図、図 3 7 はモニタ上に超音波画像と超音波ガイド像とを表示する際の各表示例を示す説明図である。なお、本実施の形態においては、上述の第 4 の実施の形態と異なる点についてのみ説明を行い、その他同様の点については説明を省略する。

図 3 6 に示すように、被検体 1 0 0 には、内視鏡挿入部 1 1 0 に設けられた磁気ソース 1 2 1， 1 2 2 と同様に、異なる方向に巻かれたソレノイドコイルからなる複数の磁気ソース 1 8 5 が設けられている。また、本実施の形態において、超音波画像処理部 1 0 6 のガイド像作成回路 1 4 1 は、相対位置データ算出回路 1 8 6 と、経路データ算出回路 1 8 7 とを有して構成されている。

相対位置データ算出回路 1 8 6 には、位置方向検出部 1 0 5 から、磁気ソース 1 2 1， 1 2 2 に基づく位置方向データと、磁気ソース 1 8 5 に基づく被検体位置配向データとが入力され、相対位置データ算出回路 1 8 6 は、磁気ソース 1 8 5（被検体 1 0 0）に基づく座標系に対する内視鏡挿入部 1 1 0 先端の位置と配向のデータ（相対位置配向データ）を作成する。また、経路データ算出回路 1 8 7 は、相対位置データ算出回路 1 8 6 からの入力に基づいて、超音波画像マーカ 1 6 1、1 2 時方向マーカ 1 6 2、軌跡マーカ 1 6 3 を作成する。なお、これらの各データは、上述の第 4 の実施の形態と同様、超音波画像や光学像等と互いに関連づけて HDD 1 4 4 内に

記録される。

次に、ラジアル走査中の超音波ガイド像と超音波画像とをモニタ 107 上に同時に表示する際の具体的な表示例について説明する。

図 37 の表示例において、ガイド像は、内視鏡挿入部 110 先端の経路等を示す経路情報と、現在表示中の超音波画像の被検体 100 に対する配向情報とで構成されている。

経路情報は、複数の超音波画像マーカ 161（図示の例では超音波画像マーカ 61a～61e）と、各超音波画像マーカ 161 上に付される 12 時方向マーカ 162（図示の例では 12 時方向マーカ 162a～62e）と、各超音波画像マーカ 161 を連結する軌跡マーカ 163 とで構成されている。また、配向情報は、3 次元の被検体マーカを所定方向から 2 次元平面上に投影した複数の被検体マーカ 190a、190b、190c で構成され、これら各被検体マーカ 190a、190b、190c に現在表示中の超音波画像に対応する超音波画像マーカ 161 及び 12 時方向マーカ 162（図示の例では超音波画像マーカ 161e 及び 12 時方向マーカ 162e）が合成されることにより、超音波画像の被検体 100 に対する位置や方向が表示されるようになっている。そして、これら経路情報及び配向情報は、例えば図示のように、モニタ 107 の中央に表示された最新の超音波画像の右側及び左側に並べて表示される。

このような本実施の形態によれば、上述の第 4 の実施の形態と略同様の効果を奏することができる。

以上説明したように本発明の第 4 から 7 の実施形態によれば、体腔内に挿入した超音波振動子を用いて生成された現在の超音波画像や記録後の超音波画像がどの部位の走査によって得られたものであ

るかを術者等に容易に認識させることができる。

詳しくは、体腔内で動く超音波振動子を用いて時系列的な複数の断層像（超音波画像）を生成するに際し、得られた超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのかを容易に把握することができる。

従って、例えば食道から胃を経由して十二指腸を通るよう消化管に沿って内視鏡挿入部を挿入または抜去した場合、補助像（ガイド像）の軌跡は解剖学的に消化管の形状とほぼ一致することを利用して、術者はガイド像により内視鏡挿入部先端が体腔内のどの部分にあるかを明確に判別することができ、どの部位で走査されている超音波画像なのかを容易に把握することができる。また、ガイド像を検査中に表示させることによって、被験者のどの辺でどの程度の枚数の画像を撮像したか画像の密度がわかりやすく、画像取得の取りこぼしを生じにくい。

また、超音波画像と位置データもしくは方向データとを関連付けて記録する記録手段を設け、補助像作成手段が記録手段から超音波画像とそれに関連付けられた位置データもしくは方向データを読み出し、読み出された位置データもしくは方向データを基に補助像を作成するよう構成することによって、記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかを容易に把握することができる。

また、補助像作成手段で向きの異なる複数の補助像を作成し、表示手段で複数の補助像を同一画面に表示するよう構成することによって、現在画面に表示されている超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのか、または記録された超音波画像がどの部位

で記録された超音波画像なのかをさらに容易に把握することができる。

また、補助像作成手段が、超音波画像マーカの上に超音波画像の特定の方向を示す方向マーカを重畳することで補助像を作成するよう構成することによって、現在画面に表示されている超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのか、または記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかをさらに容易に把握することができる。

従って、例えば、超音波画像マーカの上に超音波画像の12時方向を示す方向マーカを重畳して表示する構成にすることにより、術者が内視鏡操作部の動きを基にして内視鏡挿入部先端の解剖学的位置と超音波画像の12時方向の解剖学的位置とを推測する従来の方法よりも、超音波画像と解剖学的位置と方向との対比が正確になる。

また、超音波画像の表示方法の変更を指示する入力手段を設け、補助像作成手段が、超音波画像の表示方法の変更に連動して超音波画像マーカの表示方法を変更させて補助像を作成するよう構成することによって、以下のような効果が得られる。

第1に体腔内超音波分野では関心領域を重点的に観察するため半円表示など、表示範囲の変更をすることがある。このとき、表示されている超音波画像の表示範囲がどの部位で走査されている部分なのか、またはどの部位で記録された部分なのかが一層わかりやすくなる。また、表示されている部分と超音波振動子がたどった軌跡との位置関係がわかりやすくなる。

第2に体腔内超音波分野では関心領域を良好な位置で観察するた

め、特定の点を中心に画像回転をすることがある。このとき、回転させた超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのか、またはどの部位で記録された超音波画像なのかが一層わかりやすい。また、回転後の超音波画像の向きと超音波振動子がたどった軌跡との位置関係がわかりやすくなる。

また、補助像作成手段が、超音波プローブが動いた軌跡に沿って得られた複数の超音波画像の各々の位置および方向を表現する複数の超音波画像マーカを含む補助像を作成し、かつ、対比可能に表示される超音波画像に対応した特定の超音波画像マーカの表示態様を、その他の超音波画像マーカの表示態様と異ならせて補助像を作成するよう構成することによって、対比可能に表示される超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのか、またはどの部位で記録された超音波画像なのかが一層わかりやすくなる。

また、複数の超音波画像のうち、表示すべき超音波画像の変更を指示する入力手段を設け、補助像作成手段が、表示すべき超音波画像の変更に関連して表示態様を異ならせて表示する超音波画像マーカを複数の超音波画像マーカの中から選択的に変更するよう構成することによって、記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかが一層わかりやすい。さらには、内視鏡挿入部の動きの軌跡に沿って、周囲臓器や脈管がどのように繋がっているのか認識しやすくなる。

また、補助像作成手段が、走査平面の位置データもしくは方向データを算出する基準となる座標系を示す座標系マーカを含んで補助像を作成するよう構成することによって、補助像がどの角度で軌跡を観察した際の像なのかがわかりやすくなる。

また、補助像の表示方向の変更を指示する入力手段を設け、補助像作成手段が、指示により座標系マーカとともに補助像の表示方向を変更するよう構成することによって、対比可能に表示される超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのか、または記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかについて種々の角度からの見方で観察することができ、わかりやすくなる。たとえば、超音波画像マーカ同士が重なってしまったときに特に見やすくわかりやすい。

また、位置情報検出手段が超音波プローブの走査平面の位置データもしくは方向データを被検体に固定された座標系に対して算出するよう構成することによって、現在画面に表示されている超音波画像がどの部位で走査されている超音波画像なのか、または記録された超音波画像がどの部位で記録された超音波画像なのかが、被検体の向きと対比しやすくわかりやすくなる。被検体が検査中に動く場合には、特にわかりやすく有用である。

なお、上述の第4から第7の各実施の形態においては、補助像と超音波画像とを同一画面に表示することで対比可能に表示させていたが、これはモニタ上で切り換えて表示させても、複数のモニタを並べて表示させてもよく、対比の方法によらない。

さらに、上述の第4から第7の各実施の形態においては、超音波振動子を機械的に回転させることでラジアル走査を行うメカニカルラジアル走査型超音波内視鏡を用いた超音波診断装置の例について説明したが、本発明は、第4から第7の各実施の形態に限定されるものではなく、例えば、複数の超音波振動子を環状に設けたいわゆる電子ラジアル走査型超音波内視鏡や、さらにはラジアル走査では

なく複数の超音波振動子を内視鏡挿入部の挿入軸の方向に設けた、リニアもしくはコンベックス走査型超音波内視鏡を用いて超音波診断装置を構成し、挿入軸を中心に術者が手で内視鏡挿入部をねじらせる様に作用させてもよい。

また、上述の第４から第７の各実施の形態においては、表示中の超音波画像マーカは他の超音波画像マーカとは色を異ならせて構成したが、色ではなく濃度でも陰影でも形でも、他の方法で表示態様を変更する方法でも良い。

請 求 の 範 囲

1. 超音波プローブが被検体の体腔内を移動走査する過程で複数の超音波断層像を得る超音波診断装置において、

前記超音波プローブが被検体の体腔内を動く過程で得られた複数の超音波断層像の位置情報を検出する位置情報検出手段と、

前記位置情報検出手段により得られた前記位置情報に基づき前記複数の超音波断層像を前記超音波プローブの走査経路に沿って並べた断層並列像を構築する断層並列像構築手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

2. 前記超音波断層像と前記断層並列像とを対比可能に表示手段に表示させる表示制御手段を更に有することを特徴とする請求の範囲第1項記載の超音波診断装置。

3. 前記断層並列像構築手段は、前記超音波プローブが被検体の体腔内を移動走査する過程で、前記超音波断層像が生成される都度、前記超音波断層像上の各画素を前記断層並列像上の対応する各画素に上書きして新たな断層並列像を構築することを特徴とする請求の範囲第1項記載の超音波診断装置。

4. 超音波プローブが被検体体腔内を動く過程で複数の超音波断層像を得る超音波診断装置において、

複数の超音波断層像の位置と方向とを検出する位置方向検出手段と、

該位置と該方向とを基に該超音波断層像を走査経路にそって並べた断層並列像を構築する断層並列像構築手段と、

を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

5. 前記超音波断層像と該断層並列像とを対比可能に表示する表

示手段を、

設けたことを特徴とする請求の範囲第4項記載の超音波診断装置。

6. 前記表示手段が該超音波断層像と該断層並列像とを同一画面上に表示することで対比可能に表示したことを特徴とする請求の範囲第5項記載の超音波診断装置。

7. 前記表示手段が該超音波断層像の位置を示す超音波断層像マーカを該断層並列像上に表示したことを特徴とする請求の範囲第5項記載の超音波診断装置。

8. 前記超音波断層像マーカの位置を設定する超音波断層像マーカ設定手段を設け、前記表示手段が前記超音波断層像マーカ設定手段が設定した該超音波断層像マーカの位置に応じて、前記超音波断層像を選択して表示したことを特徴とする請求の範囲第7項記載の超音波診断装置。

9. 前記超音波断層像を切断して該超音波断層像の切断片を作成する切断手段を設け、前記断層並列像構築手段が該切断片を並べることで断層並列像を構築したことを特徴とする請求の範囲第4項記載の超音波診断装置。

10. 前記超音波断層像を切断する位置を設定する切断位置設定手段を設け、前記切断手段が前記切断位置設定手段が設定した位置で超音波断層像を切断して該切断片を作成したことを特徴とする請求の範囲第9項記載の超音波診断装置。

11. 前記断層並列像を回転させた新たな断層並列像を構築する回転手段を設けたことを特徴とする請求の範囲第4項記載の超音波診断装置。

12. 前記表示手段が該断層並列像と前記位置方向検出手段に対する該断層並列像の向きを表現する指標を同一画面上に表示したことを特徴とする請求の範囲第4項記載の超音波診断装置。

13. 前記断層並列像構築手段が、超音波プローブが被検体体腔内を動く過程で、該超音波断層像が生成される度に該超音波断層像上の画素を該断層並列像の上に上書きすることで新たな断層並列像を構築したことを特徴とする請求の範囲第4項記載の超音波診断装置。

14. 前記断層並列像構築手段が上書きすべき画素を前記位置方向検出手段が検出した該位置と該方向とから求めたことを特徴とする請求の範囲第13項記載の超音波診断装置。

15. 前記超音波プローブがメカニカルラジアル走査を行うメカニカルラジアル走査型超音波内視鏡であることを特徴とする請求の範囲第4項記載の超音波診断装置。

16. 前記超音波プローブが電子ラジアル走査を行う電子ラジアル走査型超音波内視鏡であることを特徴とする請求の範囲第4項記載の超音波診断装置。

17. 前記超音波プローブがカプセル超音波内視鏡であることを特徴とする請求の範囲第4項記載の超音波診断装置。

18. 前記超音波プローブがコンベックス走査を行うコンベックス走査型超音波内視鏡であることを特徴とする請求の範囲第4項記載の超音波診断装置。

19. 超音波振動子を被検体の体腔内で動かし、この動きに伴って時系列的な複数の断層像を生成する超音波診断装置において、

前記断層像を取得時の前記超音波振動子の位置情報を検出する位

置情報検出手段と、

前記位置情報検出手段により得られた位置情報と、該位置情報に対応する前記断層像とに基づいて、前記超音波振動子の動きの経路に沿って前記各断層像の位置情報を示す補助像を作成する補助像作成手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

20. 前記補助像と当該補助像に対応する断層像とを対比可能に表示させる表示制御手段を備えたことを特徴とする請求の範囲の第19項記載の超音波診断装置。

21. 前記補助像作成手段は、前記断層像の位置及び方向を表現する板状の超音波画像マーカを含んで前記補助像を作成することを特徴とする請求の範囲の第19項記載の超音波診断装置。

22. 前記表示制御手段は、前記補助像と当該補助像に対応する断層像とを同一画面上に表示させることを特徴とする請求の範囲の第20項記載の超音波診断装置。

23. 前記断層像と前記位置情報とを関連づけて記録する記録手段を有し、

前記補助像作成手段は、前記記録手段から読み出した前記位置情報と、該位置情報に対応する前記断層像とに基づいて、前記各断層像の位置情報を示す補助像を作成可能であることを特徴とする請求の範囲の第19項記載の超音波診断装置。

24. 前記補助像作成手段は、異なる方向から前記各断層像の位置情報を示す複数の補助像を作成し、

前記表示制御手段は、前記各補助像を同一画面上に対比可能に表示させることを特徴とする請求の範囲の第20項記載の超音波診断

装置。

25. 前記補助像作成手段は、複数の前記超音波画像マーカと、当該超音波画像マーカを順次連結して作成した前記超音波振動子の軌跡マーカとを合成して前記補助像を作成することを特徴とする請求の範囲の第21項記載の超音波診断装置。

26. 前記補助像作成手段は、前記超音波画像マーカ上に対応する断層像の特定方向を規定する方向マーカを重畳することを特徴とする請求の範囲の第21項記載の超音波診断装置。

27. 前記断層像の表示方法の変更を指示する入力手段を有し、
前記補助像作成手段は、前記断層像の表示方法の変更に連動して前記超音波画像マーカの表示方法が変更された補助像を作成することを特徴とする請求の範囲の第19項記載の超音波診断装置。

28. 前記補助像作成手段は、前記超音波振動子の動きの経路に沿って配列された複数の前記超音波画像マーカを含んで前記補助像を作成し、複数の前記超音波画像マーカのうち、対比可能に表示された前記断層像に対応する前記超音波画像マーカの表示態様を他の前記超音波画像マーカの表示対応と異ならせることを特徴とする請求の範囲の第19項記載の超音波診断装置。

29. 前記記録手段に記録した複数の前記断層像の中から表示すべく断層像の変更を指示する入力手段を有し、

前記補助像作成手段は、表示すべき前記断層像の変更に連動して、表示態様の異なる前記超音波画像マーカを変更することを特徴とする請求の範囲の第28項記載の超音波診断装置。

30. 前記補助像作成手段は、前記各超音波画像マーカを作成する際の基準となる座標系を示すマーカを含んで前記補助像を作成す

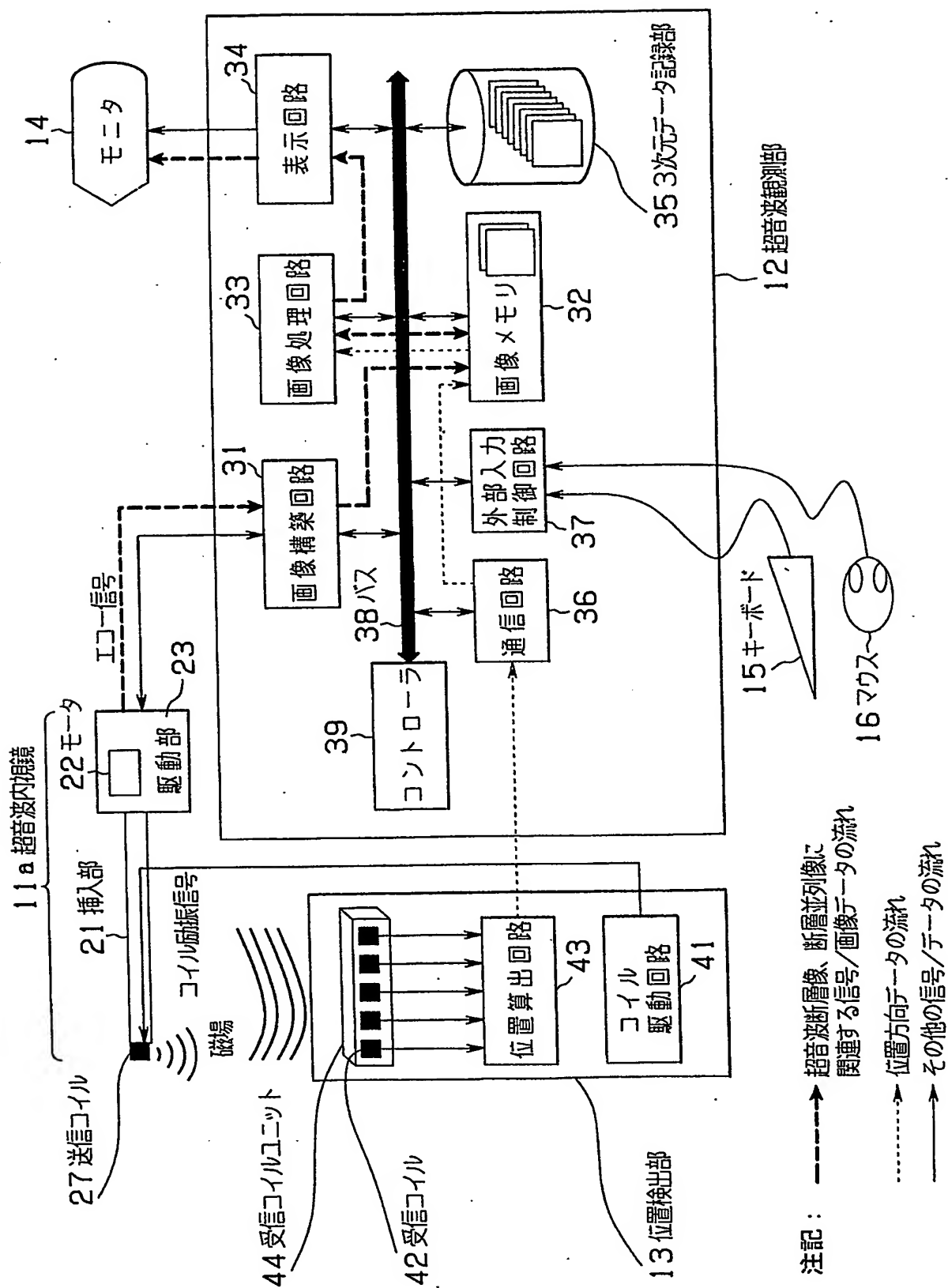
ることを特徴とする請求の範囲の第 20 項記載の超音波診断装置。

31. 前記補助像の表示方向の変更を指示する入力手段を有し、

前記補助像作成手段は、前記入力手段の指示に基づいて、前記座標系を示すマーカとともに前記補助像の表示方向を変更することを特徴とする請求の範囲の第 30 項記載の超音波診断装置。

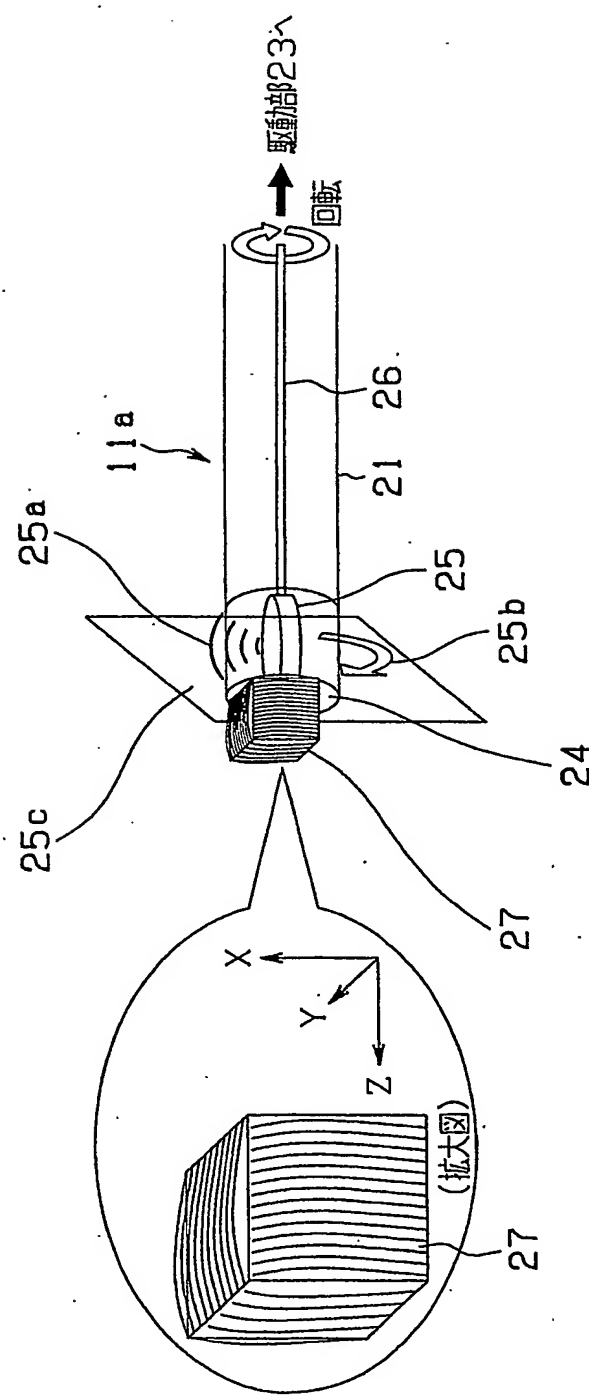
32. 前記位置情報検出手段は、前記位置情報を被検体を基準とする座標系に基づいて算出することを特徴とする請求の範囲の第 19 項記載の超音波診断装置。

図 1



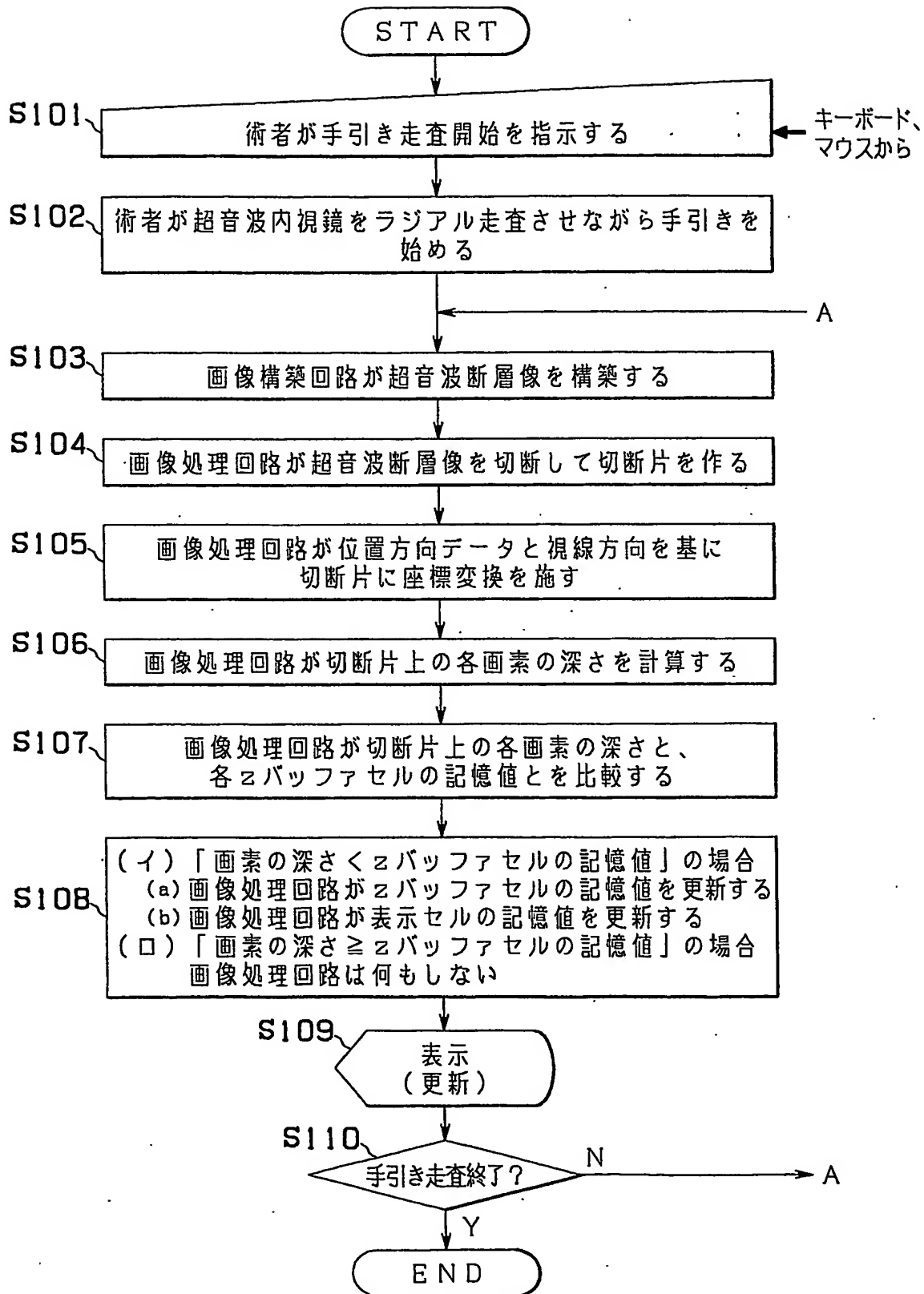
2 / 3 4

図 2



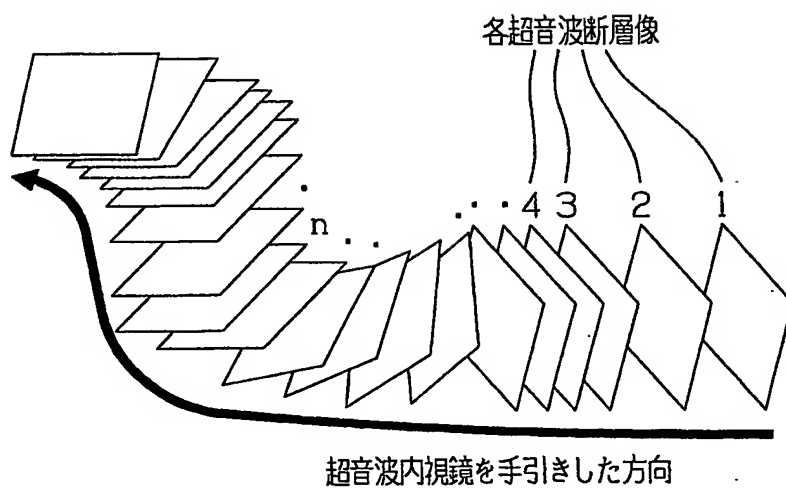
3 / 3 4

図 3



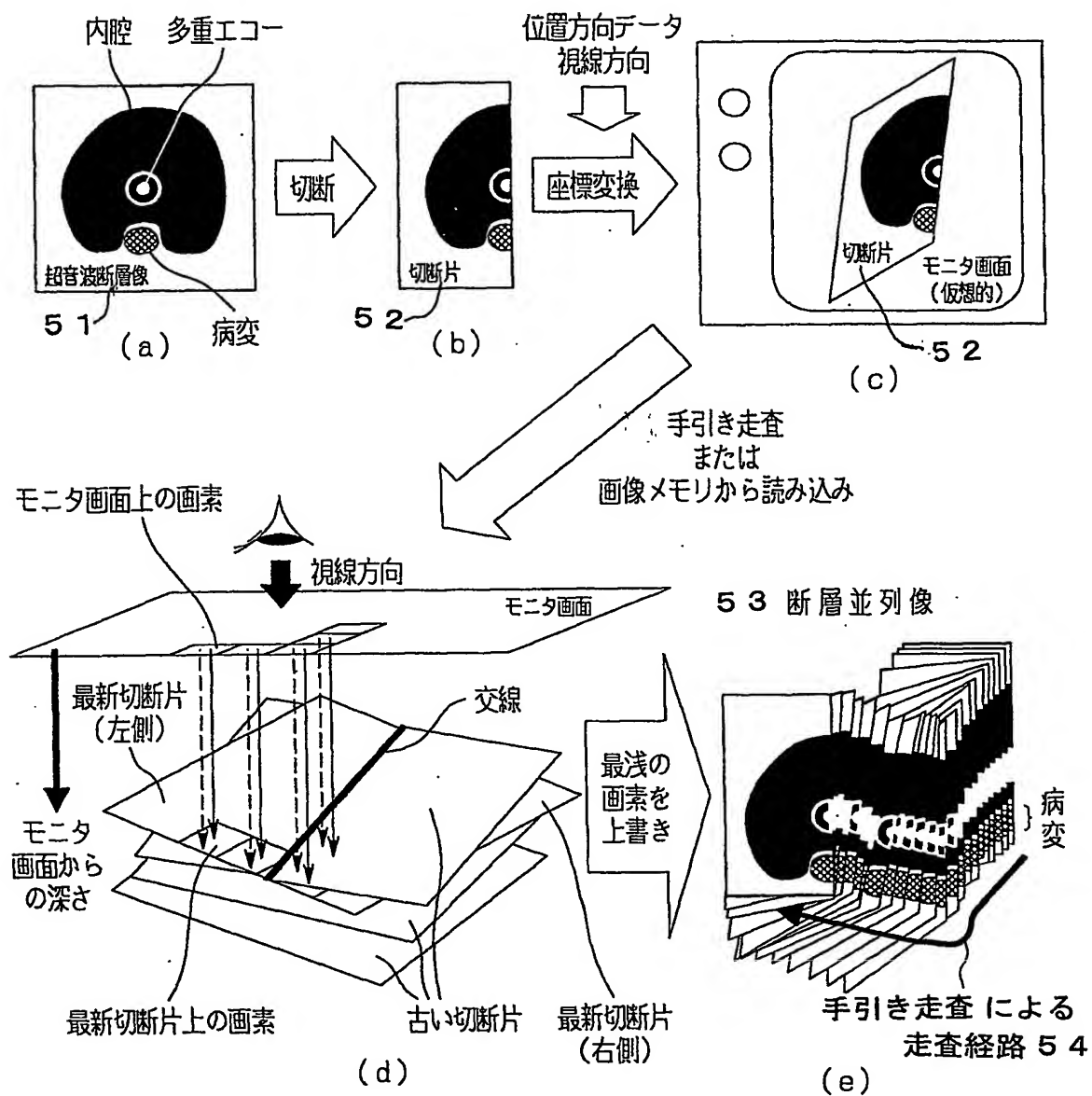
4 / 3 4

図 4



5 / 3 4

図 5



注 記: —→ 最新切断片の各画素の深さ
 ----→ 比較前のzバッファセルの記憶値

6 / 3 4

図 6

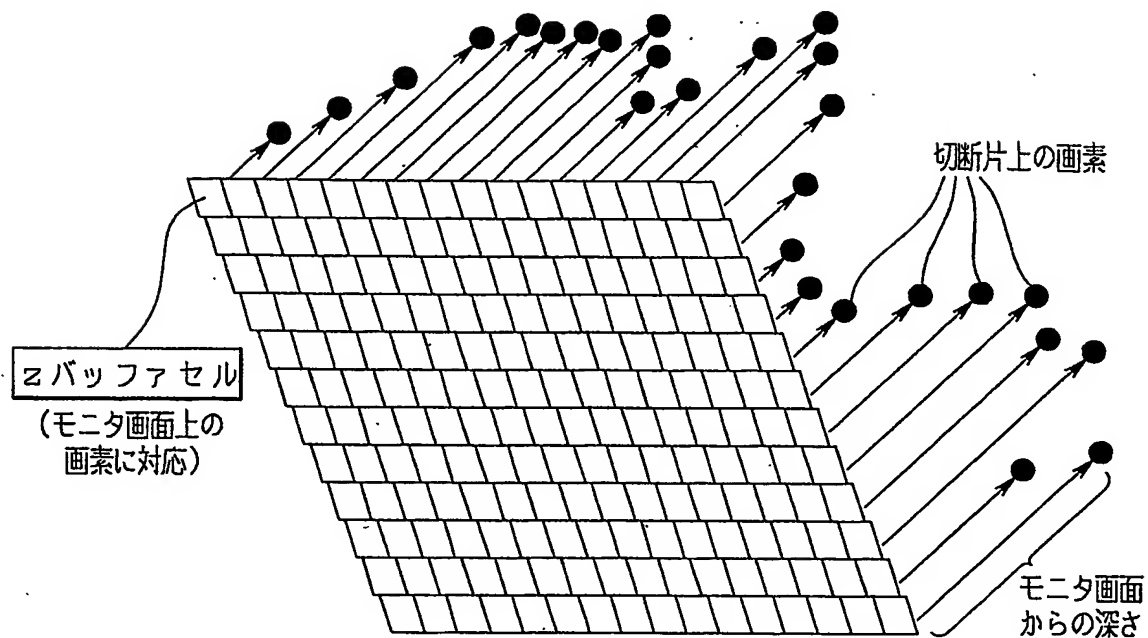


図 7

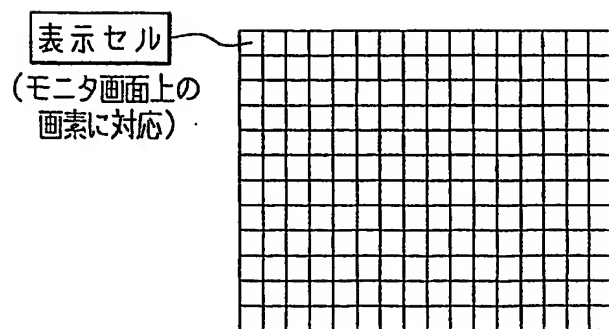
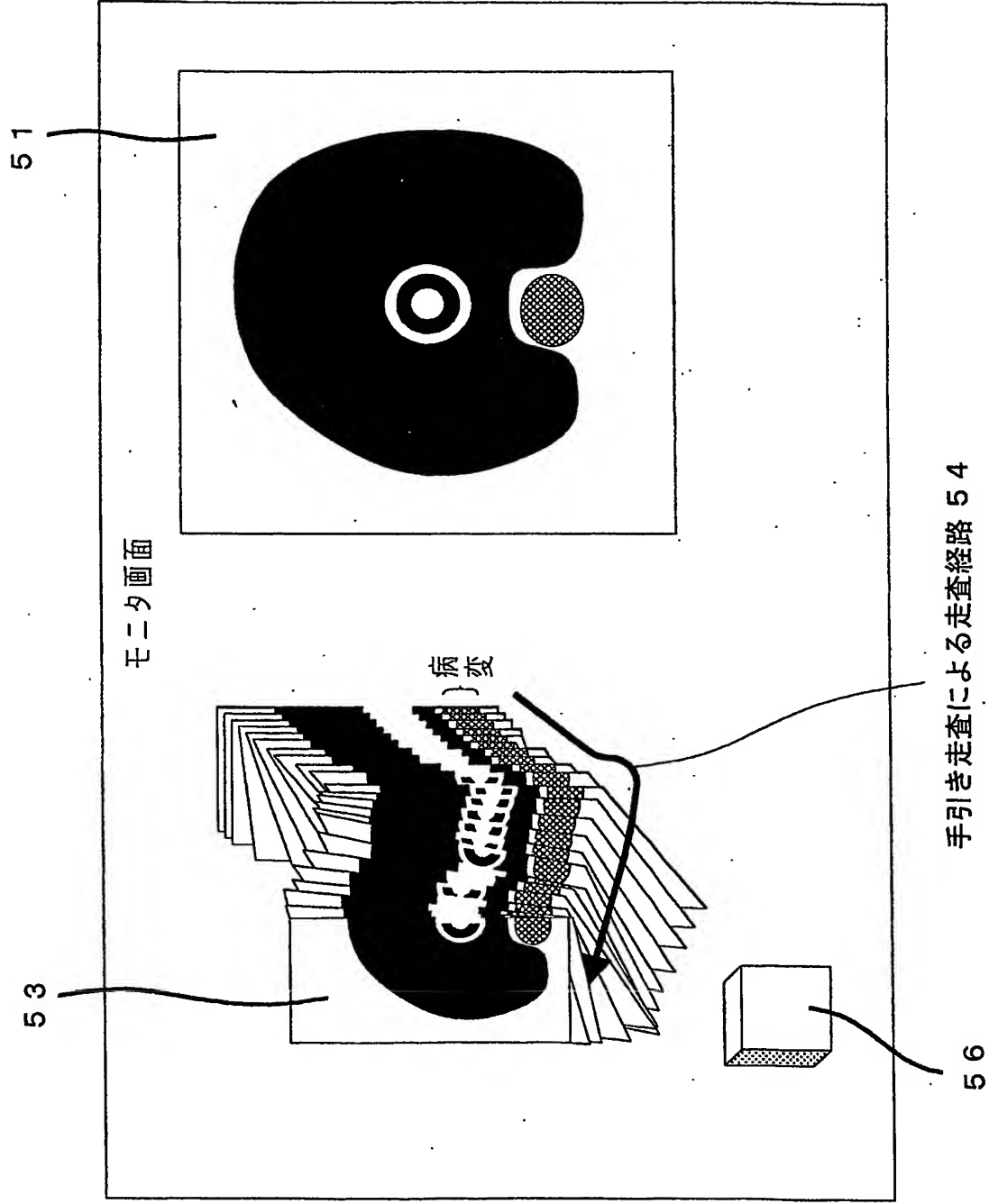
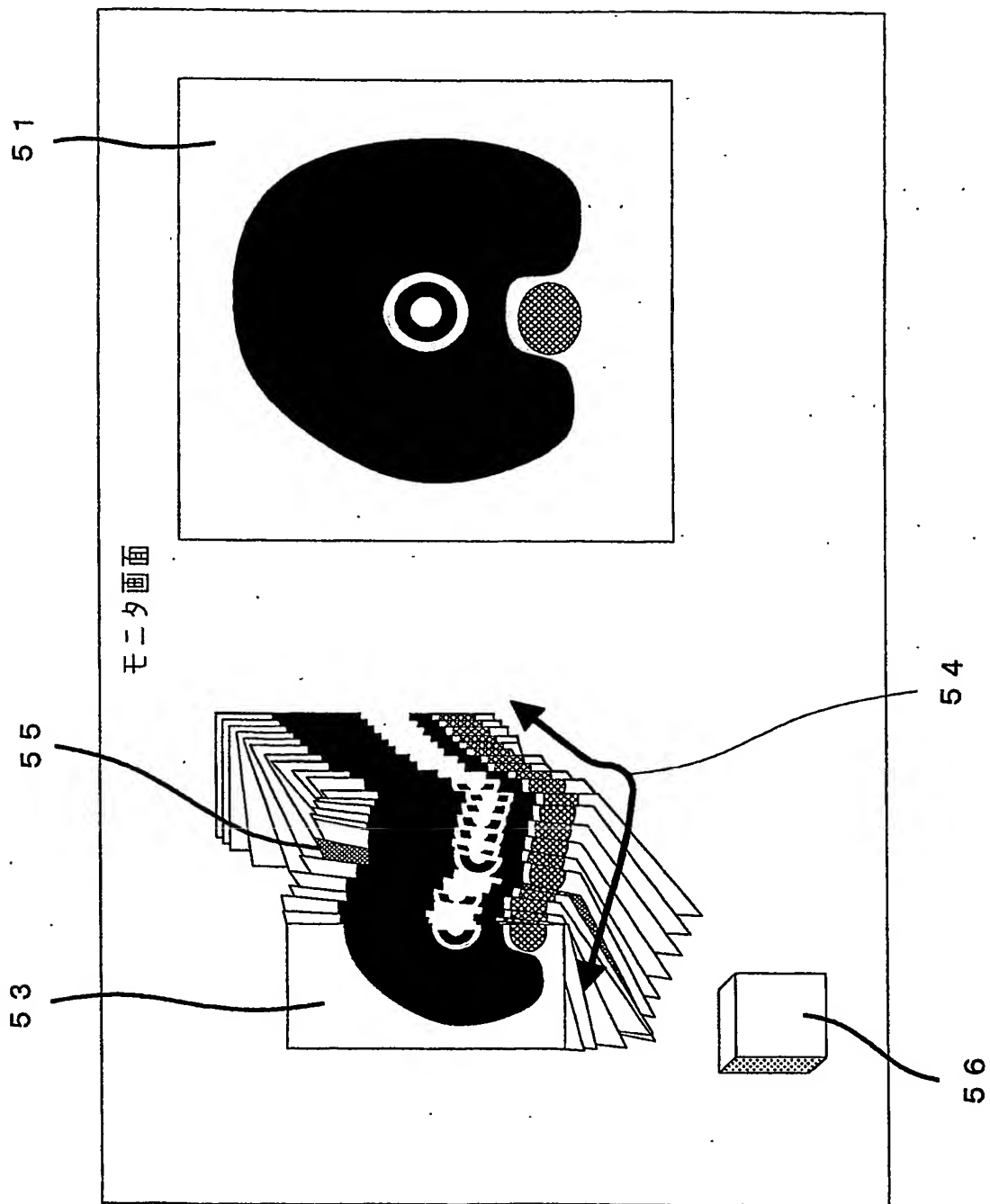


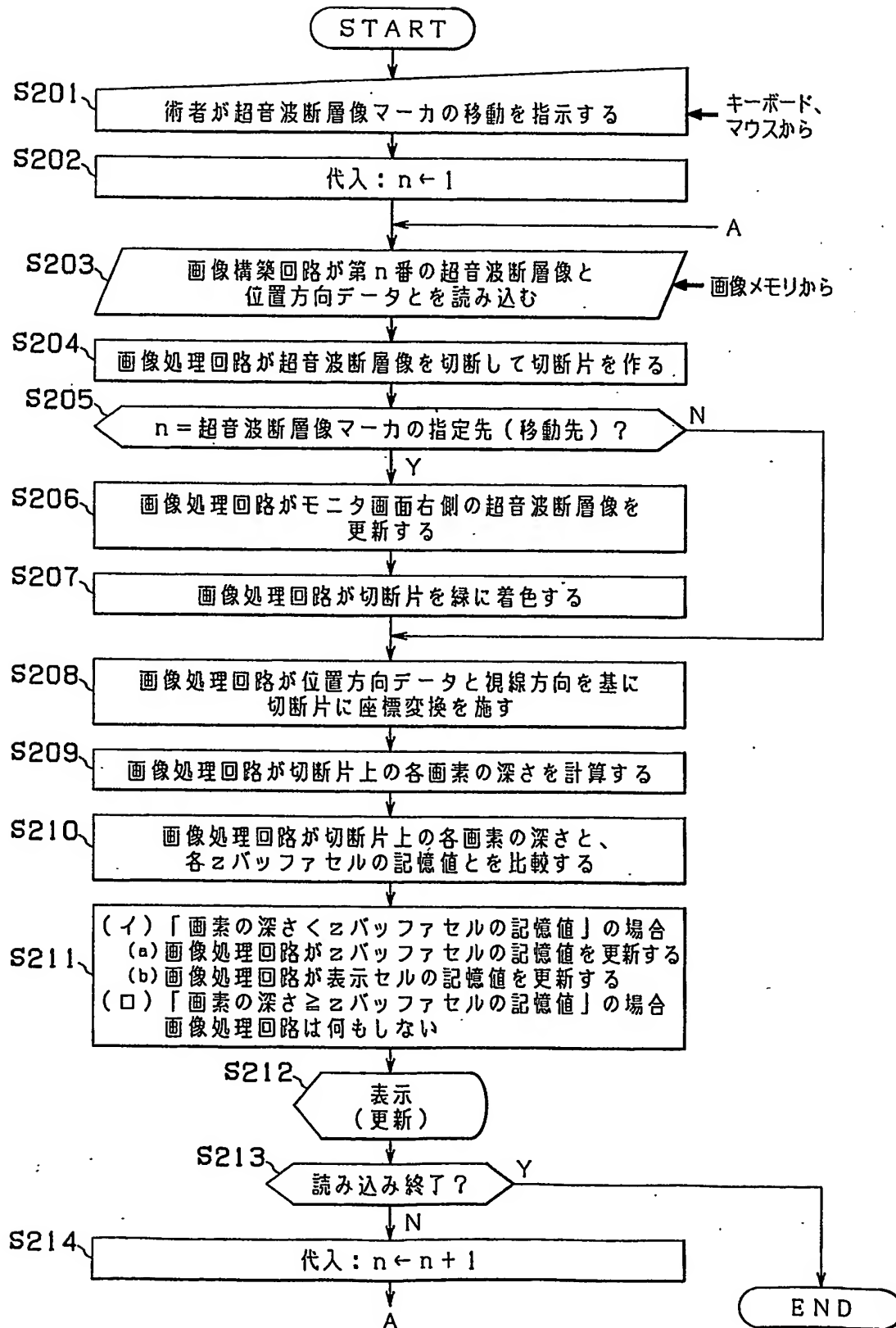
図 8





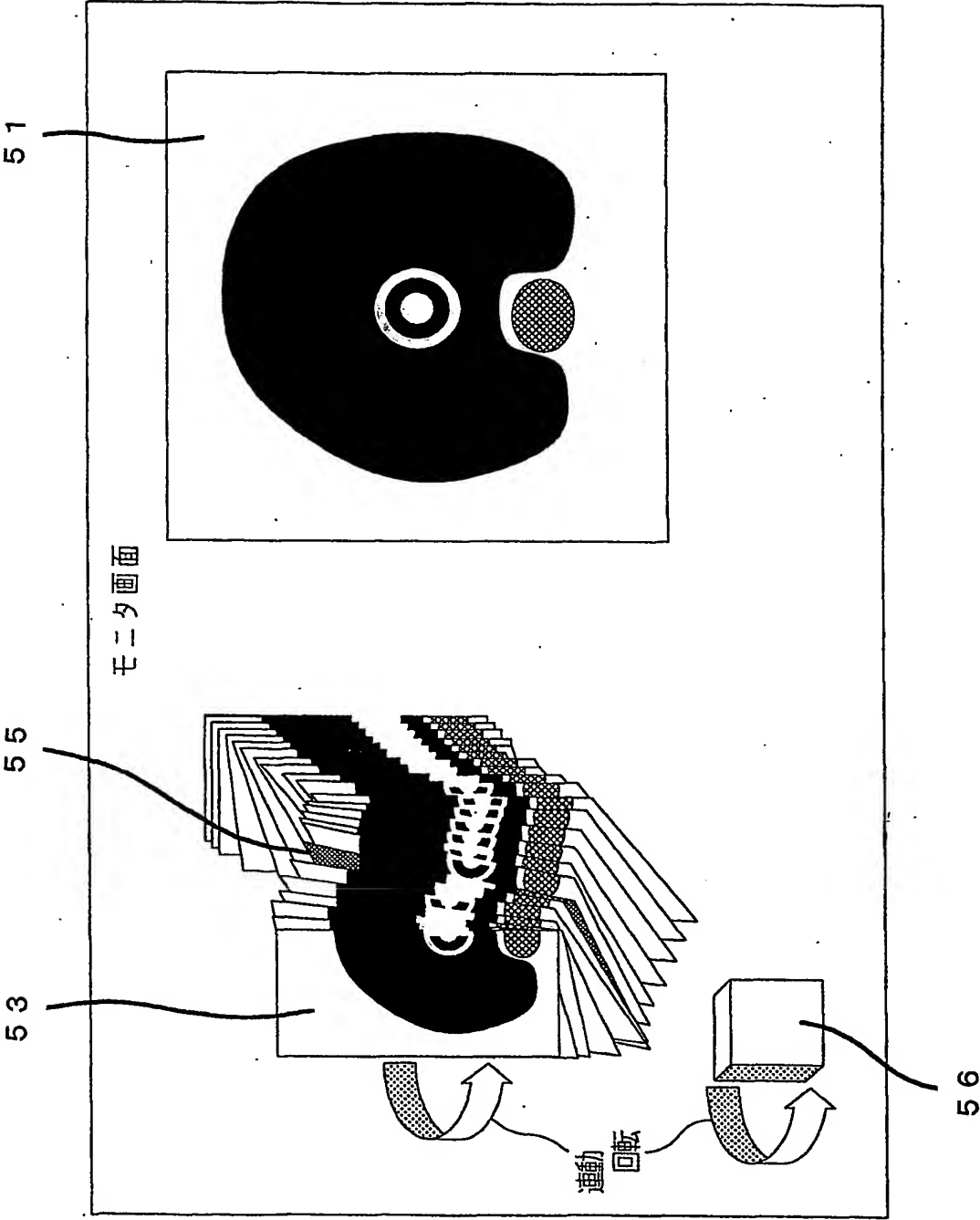
9 / 3 4

図 1 0



1 0 / 3 4

図 1 1



1 1 / 3 4

図 1 2

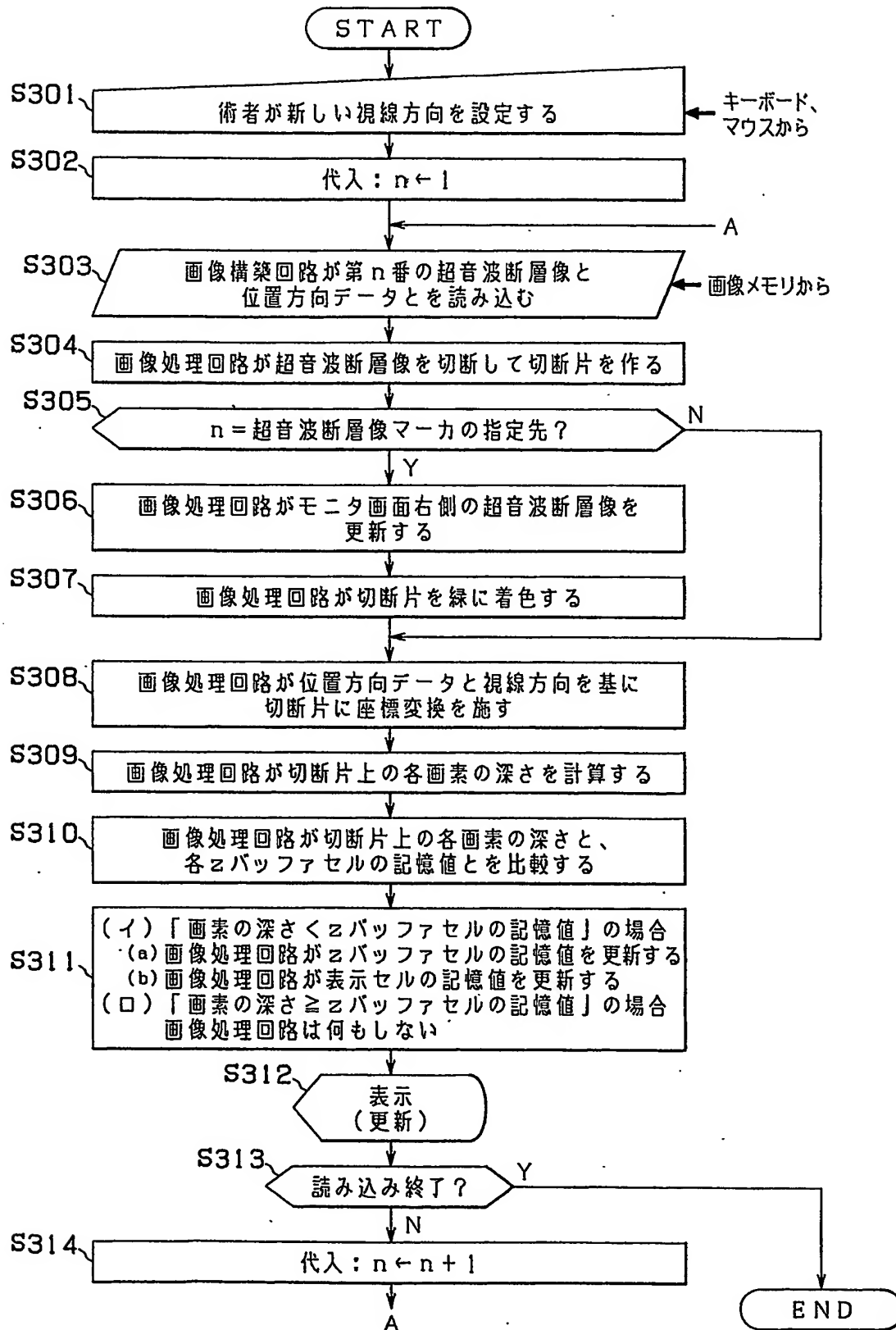
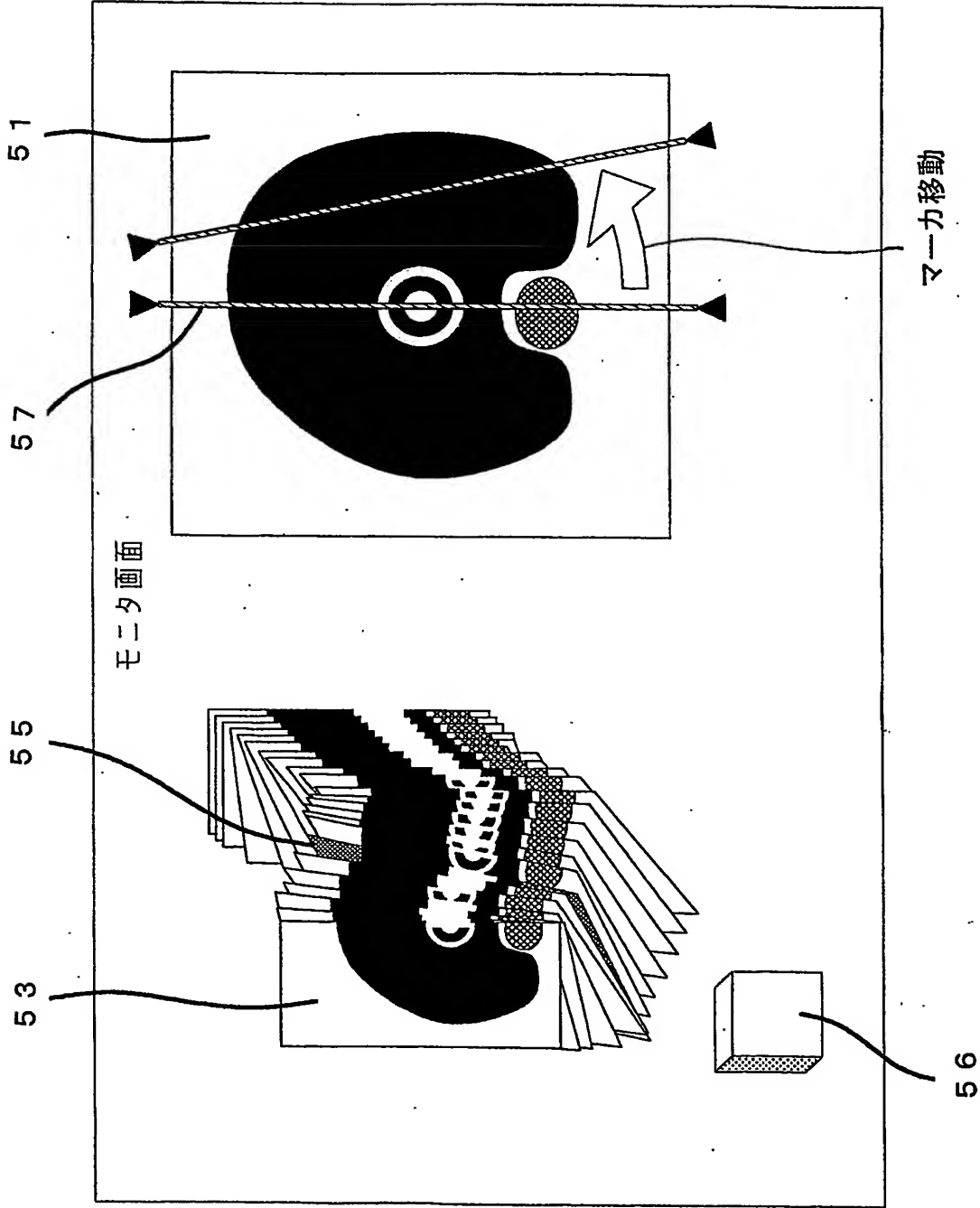
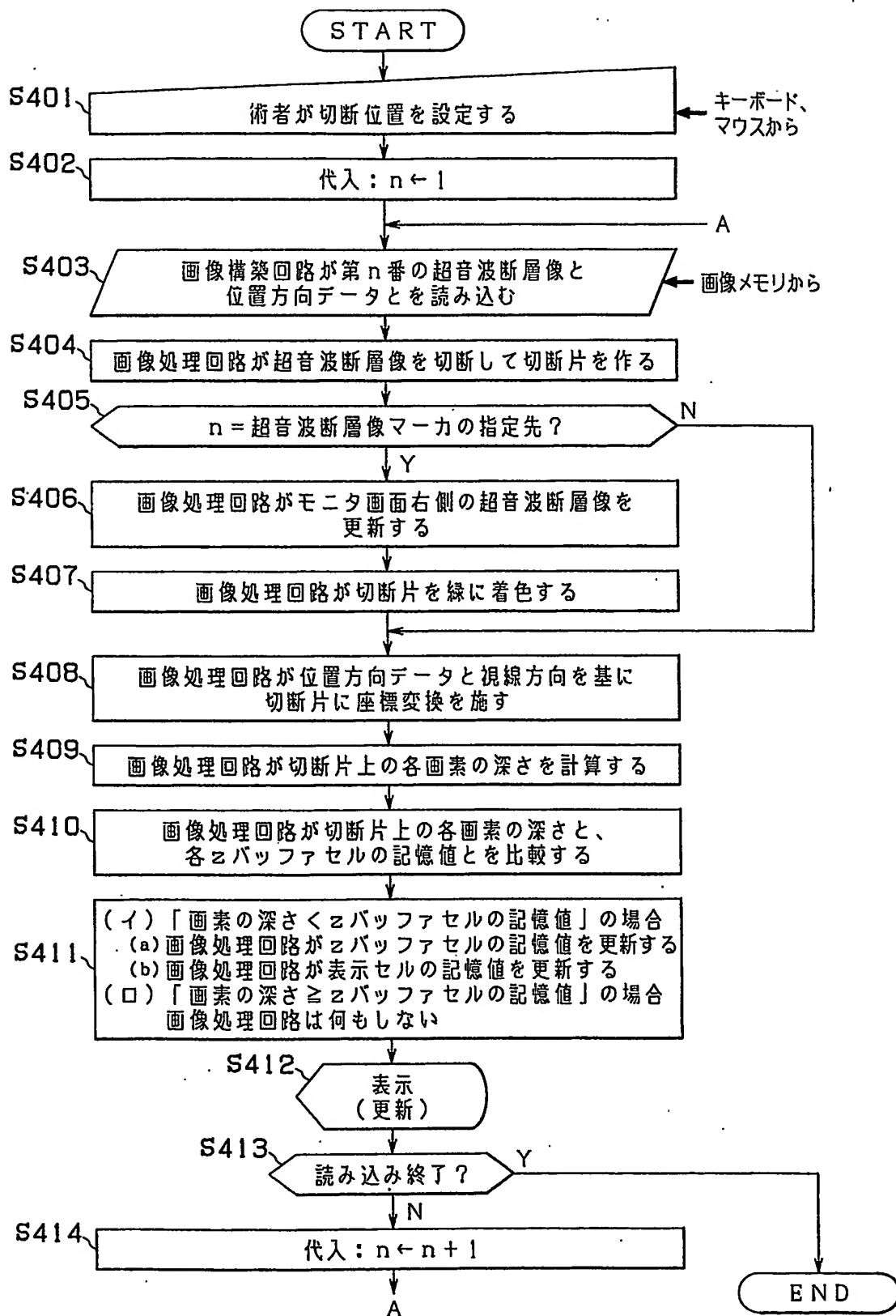


図 1 3



1 3 / 3 4

図 1 4



1 4 / 3 4

図 1 5

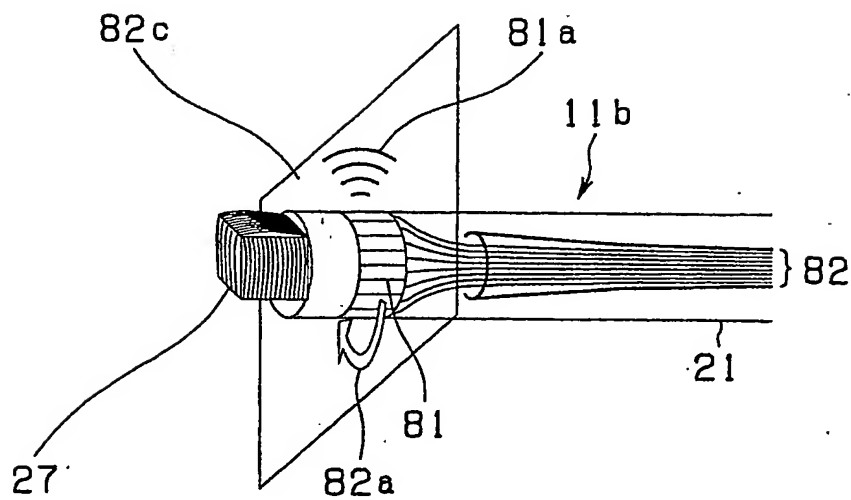
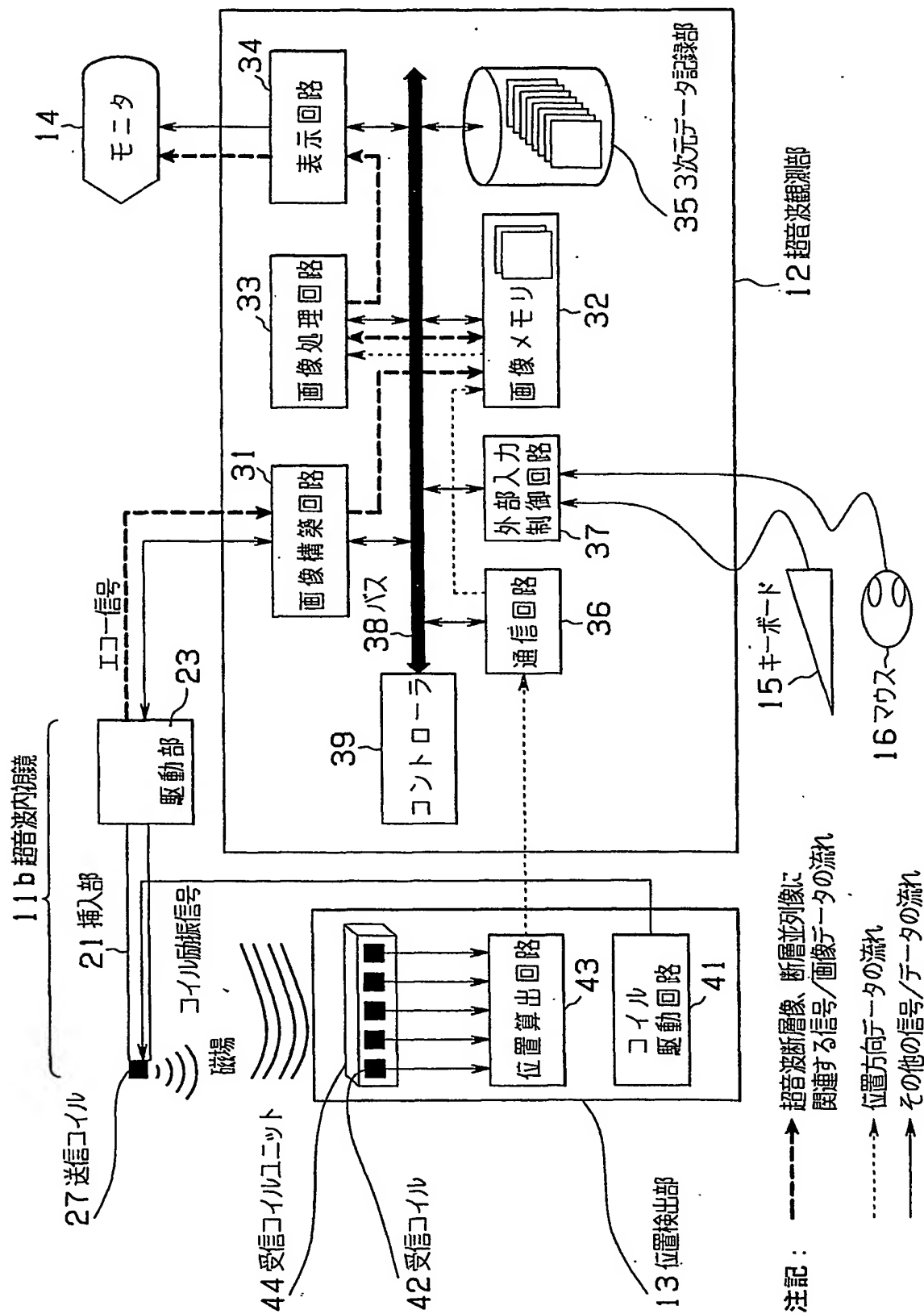
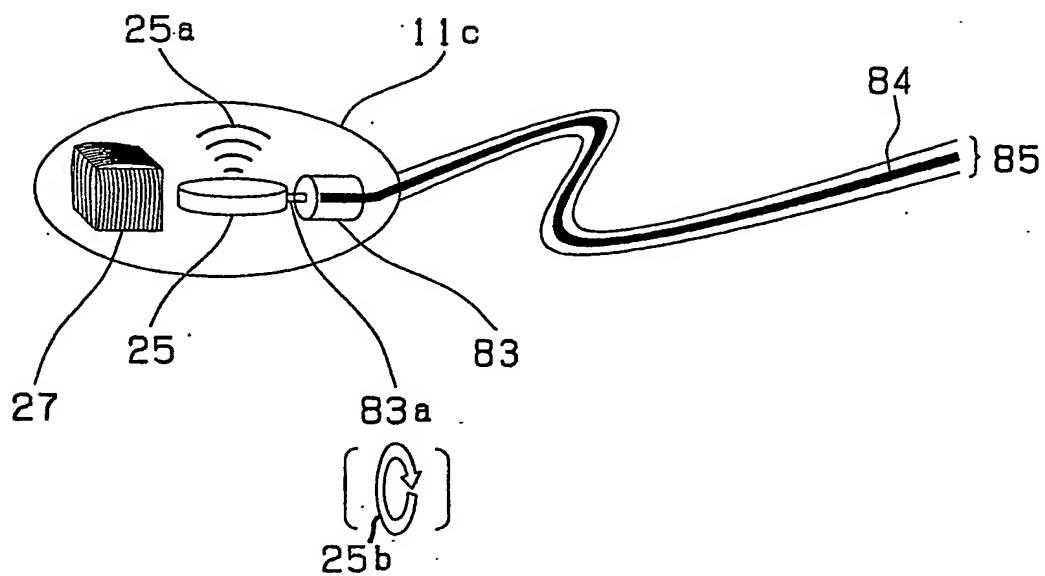


图 16



1 6 / 3 4

図 1 7



1 7 / 3 4

図 1 8 A

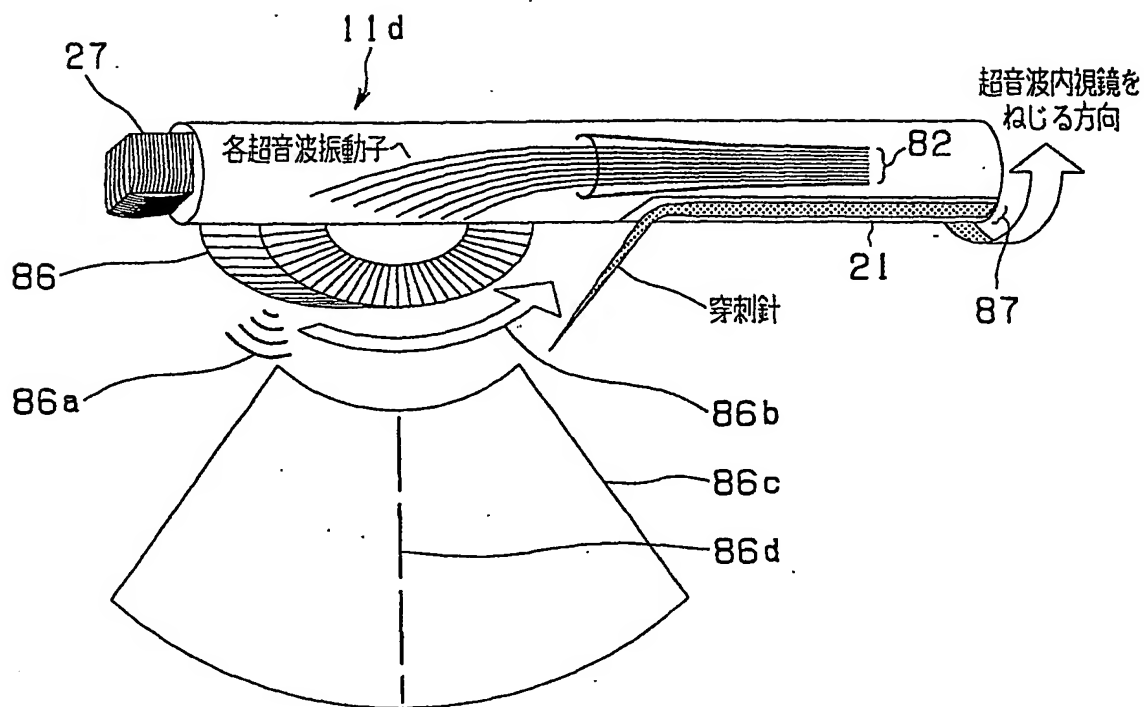
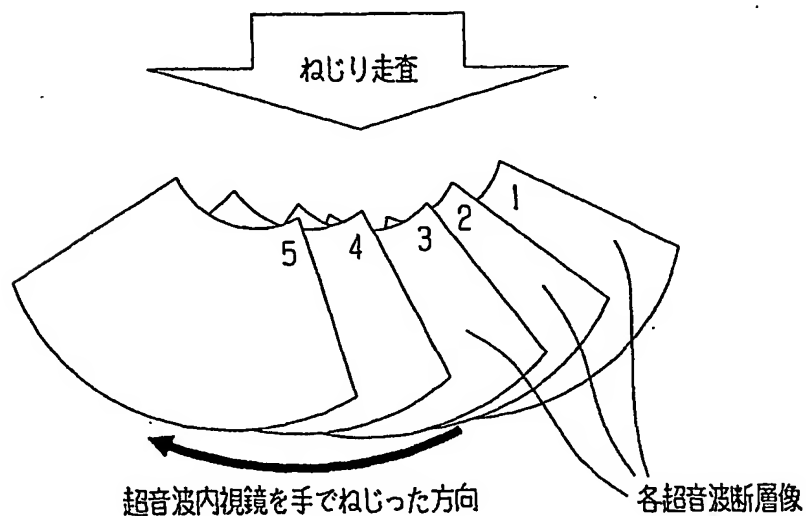
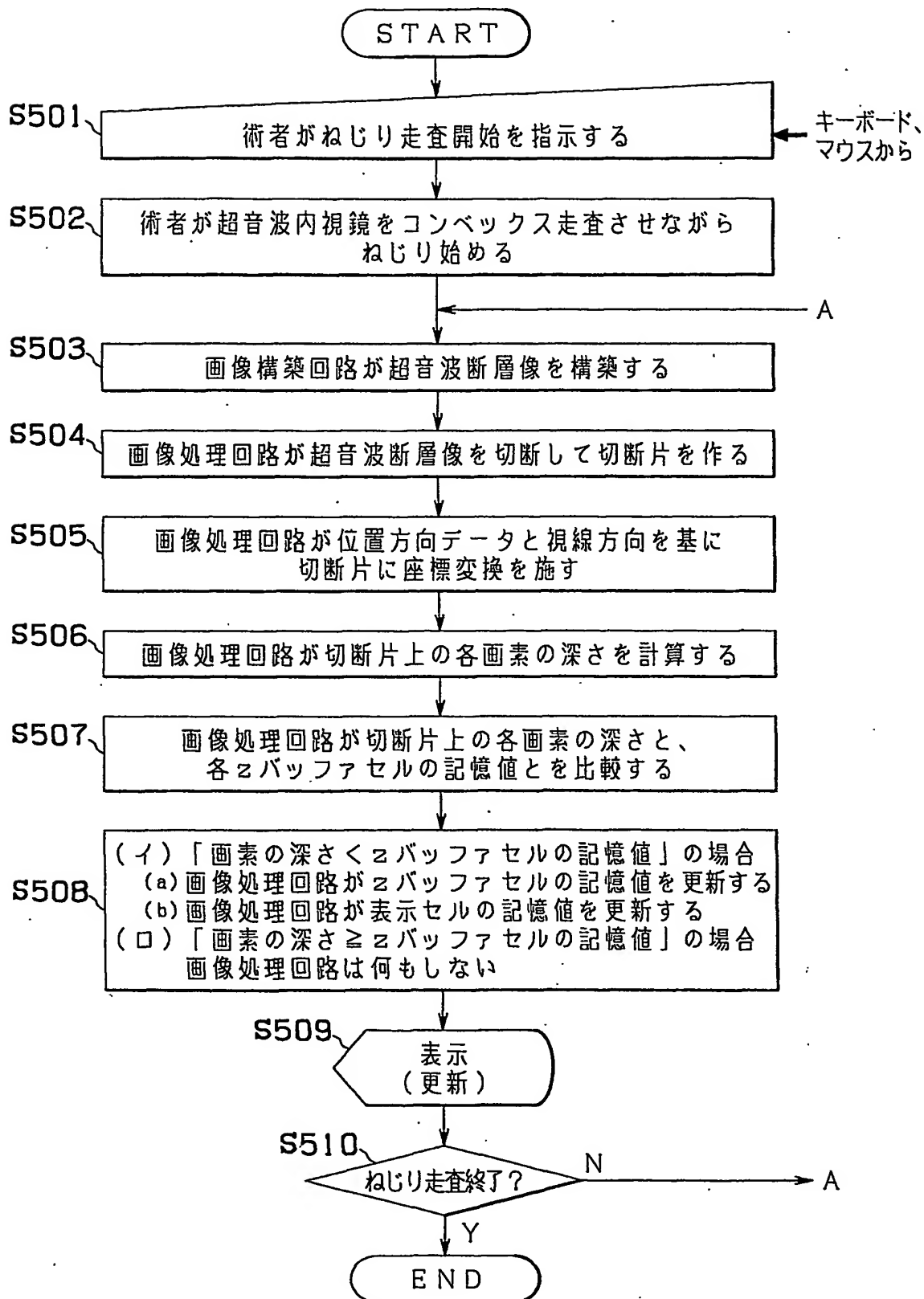


図 1 8 B



1 8 / 3 4

図 1 9



1 9 / 3 4

図 2 0

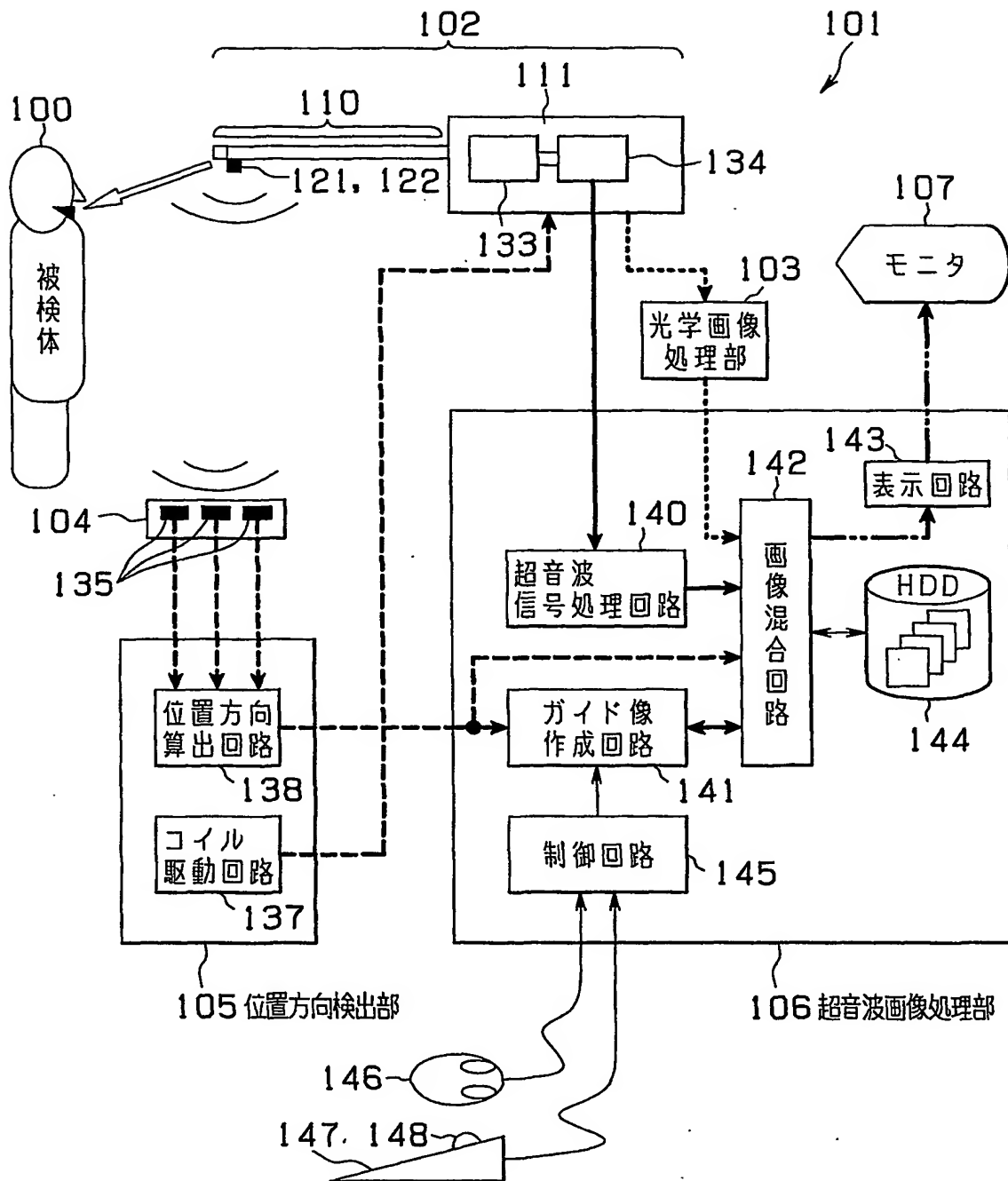
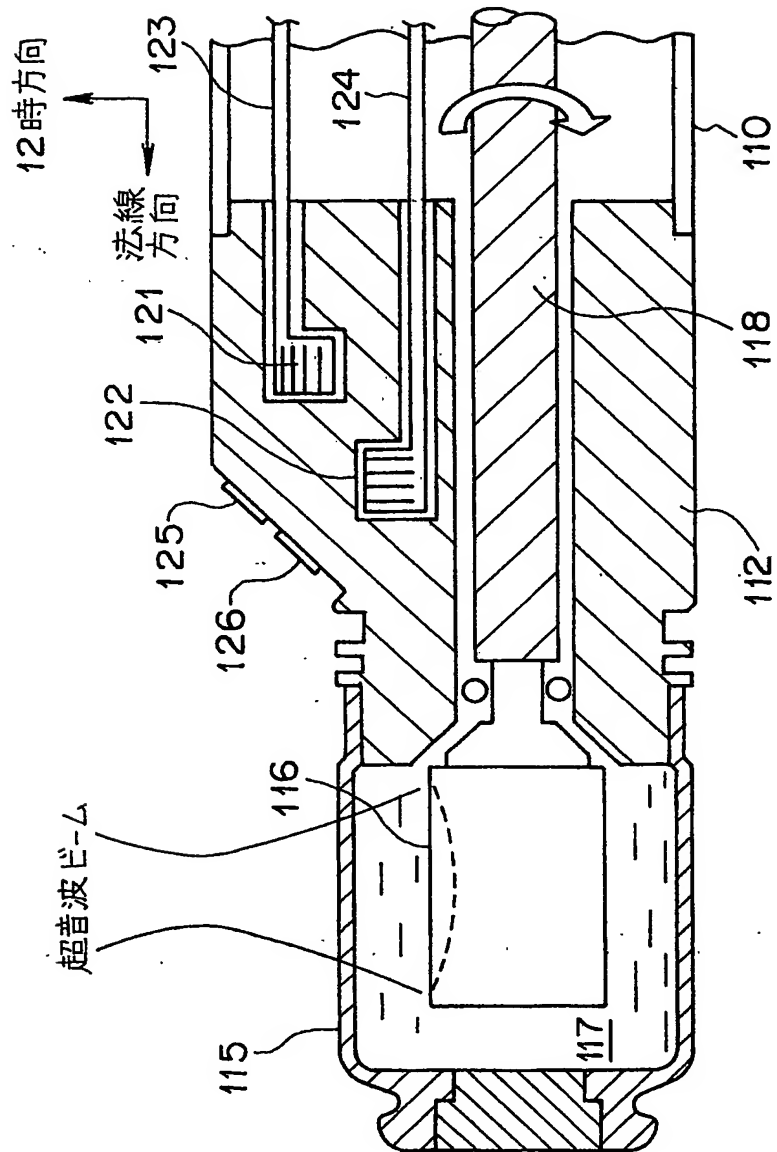
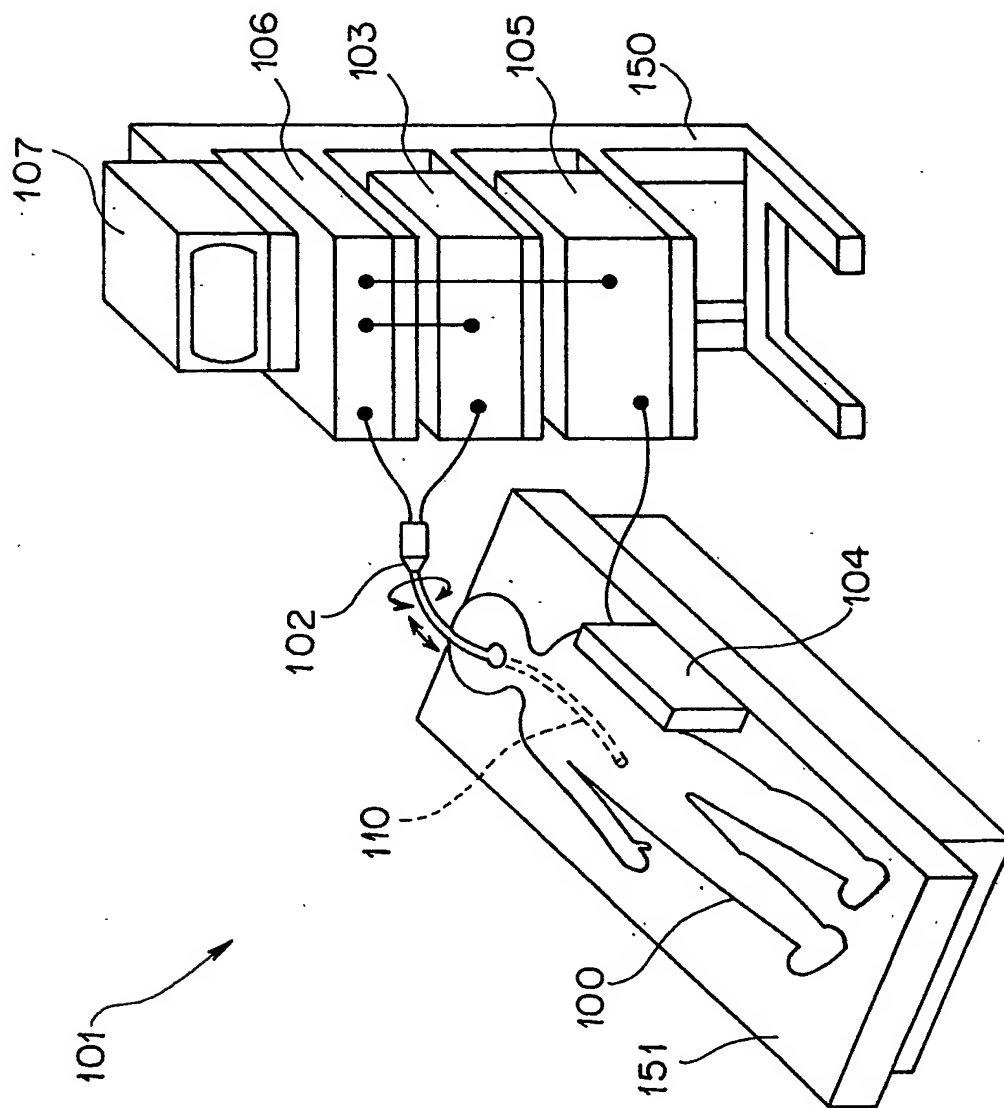


図 2 1



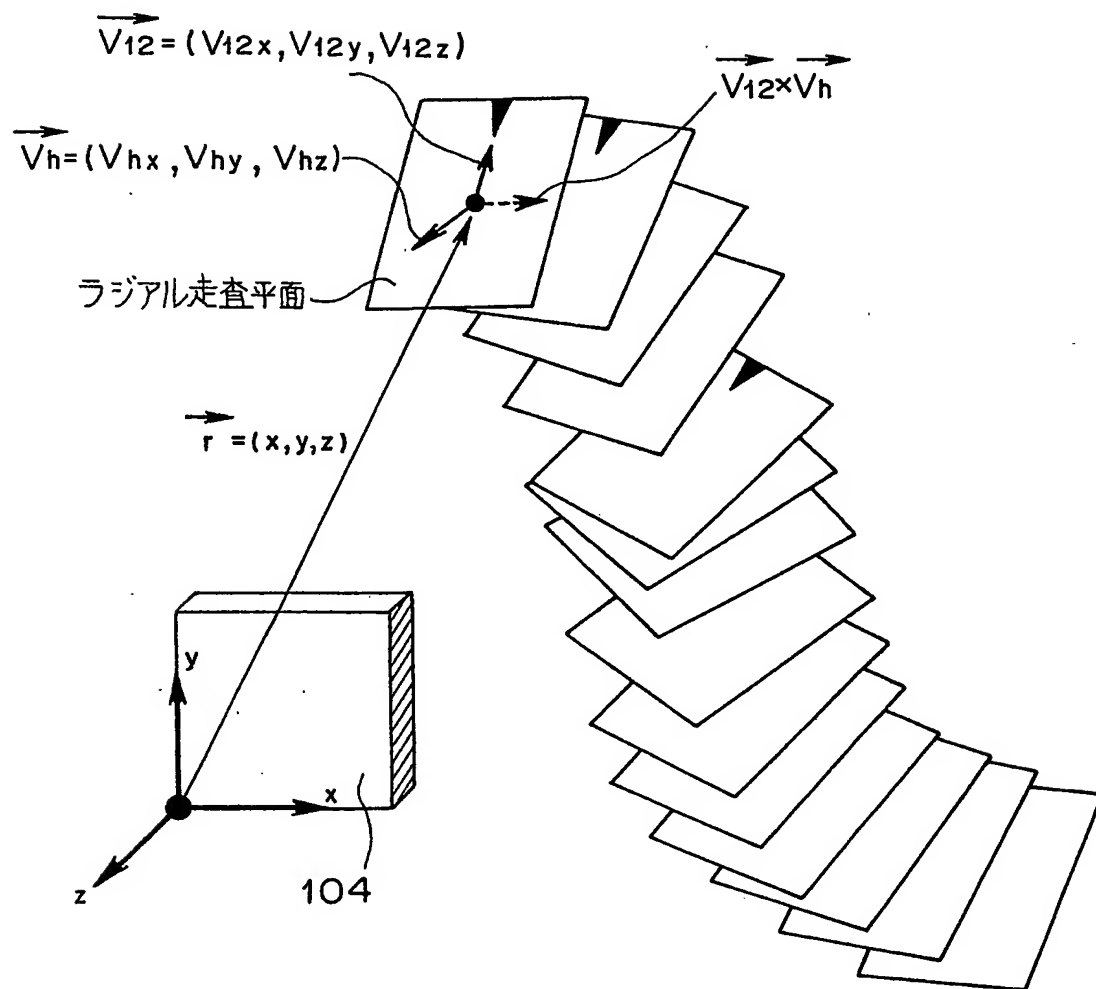
2 1 / 3 4

☒ 2 2



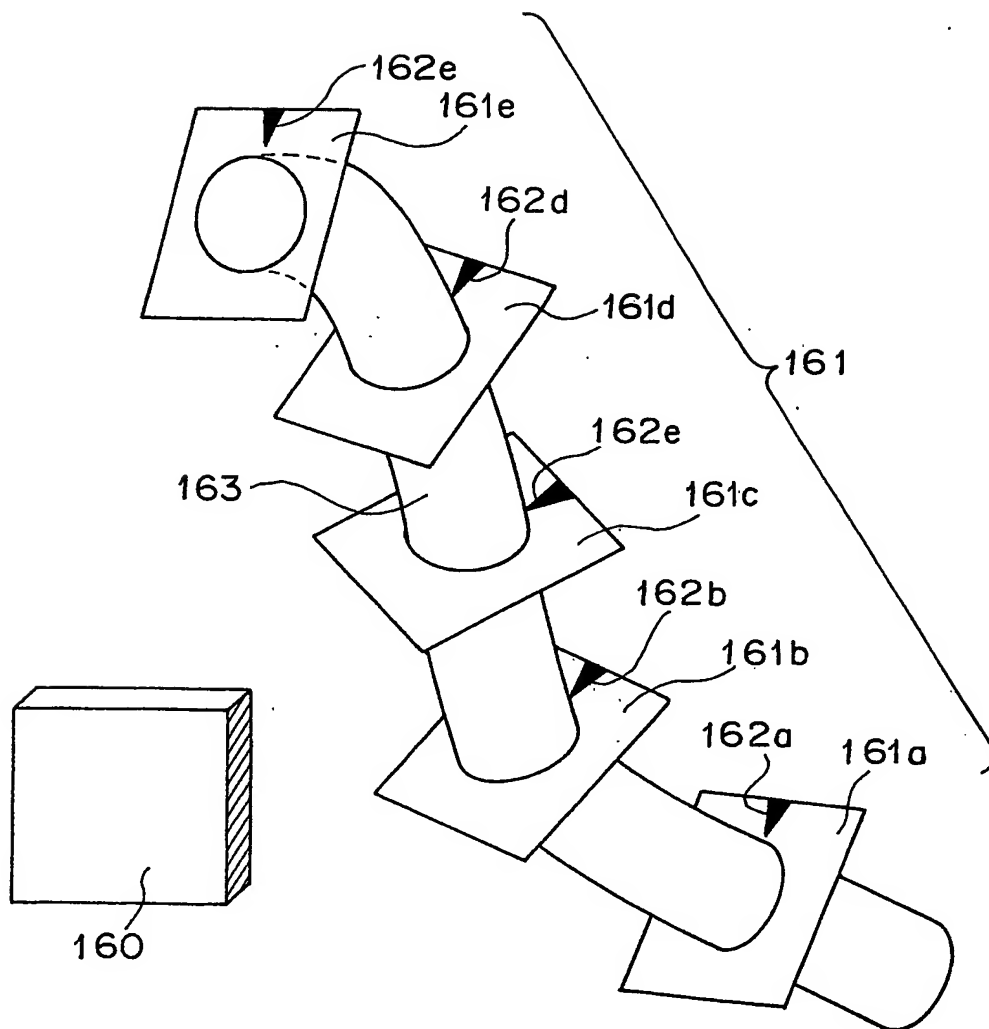
2 2 / 3 4

図 2 3



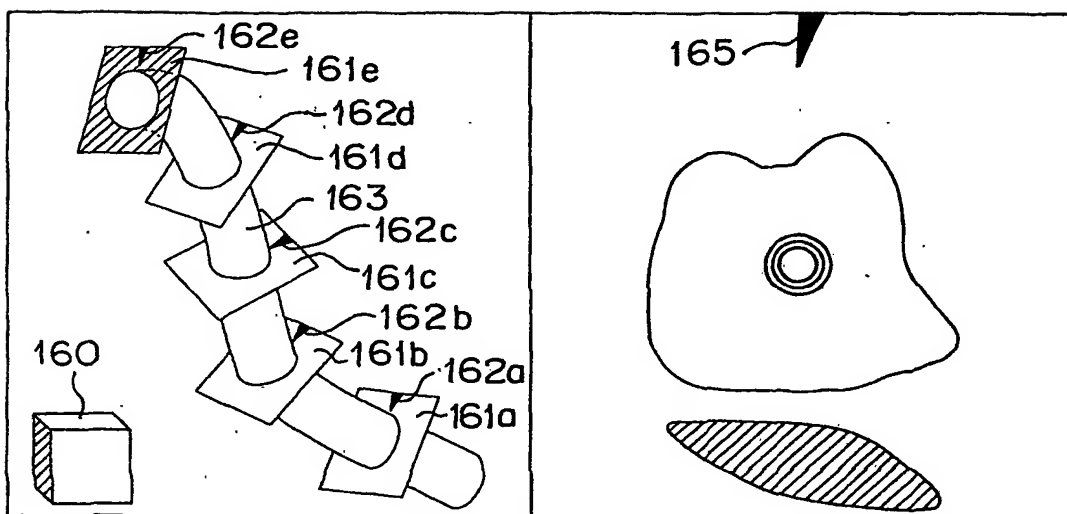
2 3 / 3 4

図 2 4



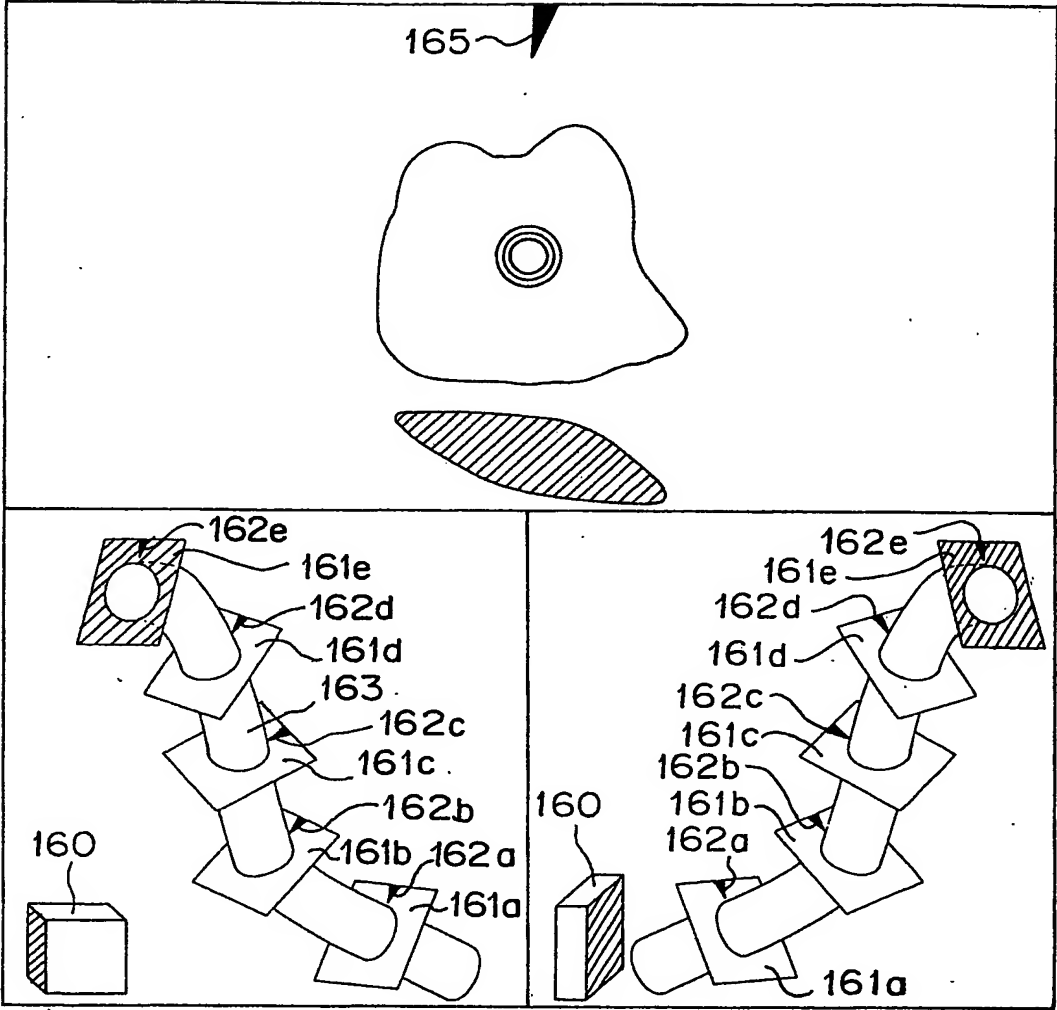
2 4 / 3 4

☒ 2 5



2 5 / 3 4

2 6



2 6 / 3 4

図 2 7

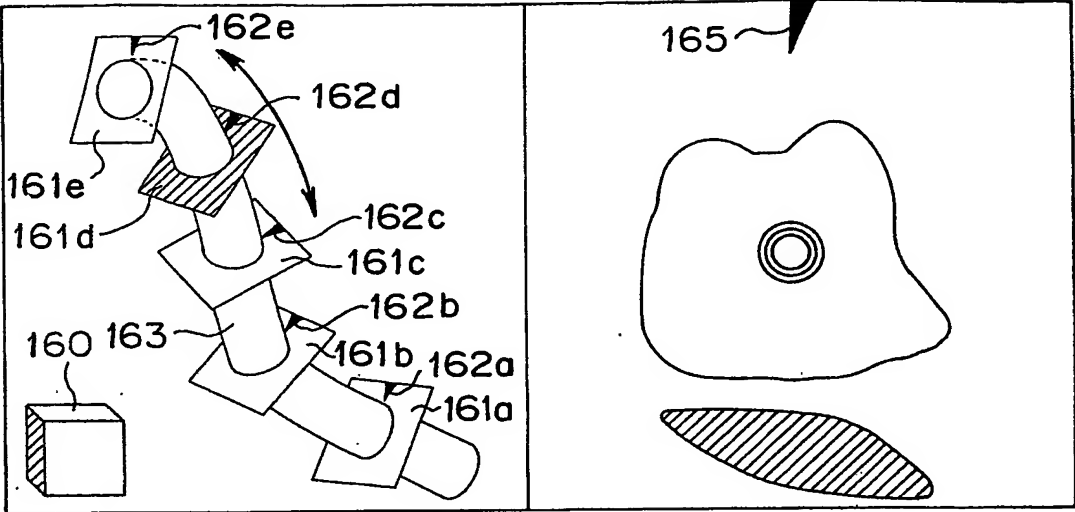
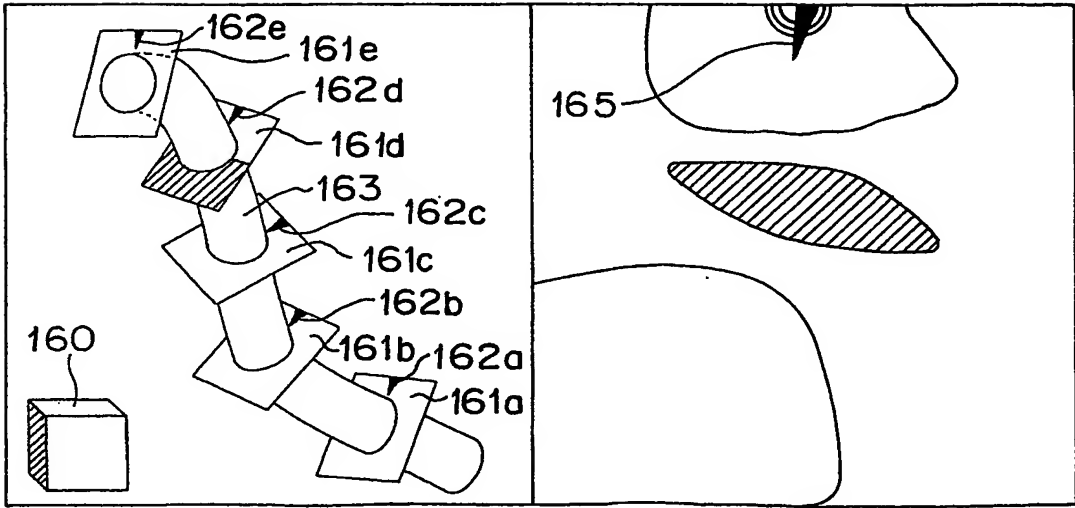


図 2 8



2 7 / 3 4

図 2 9

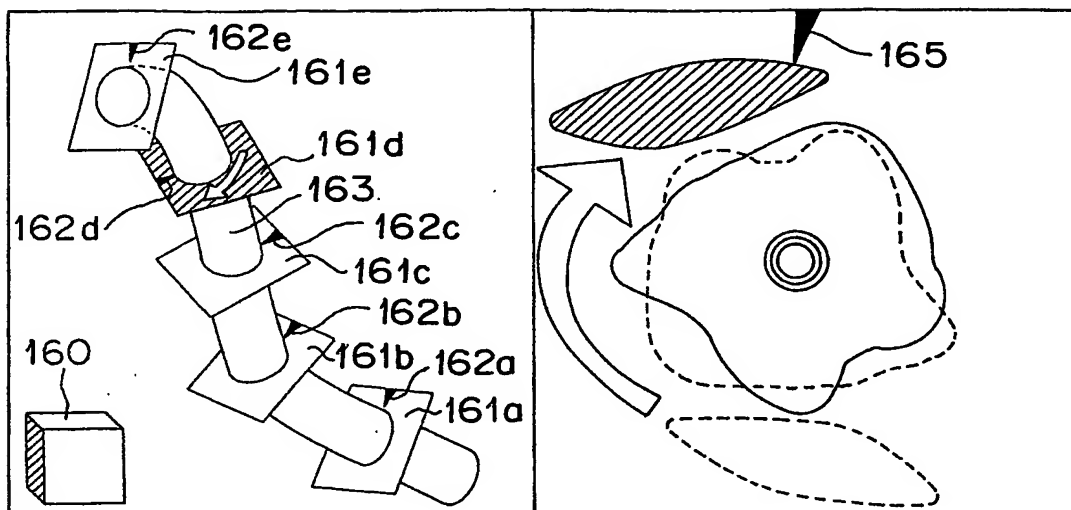
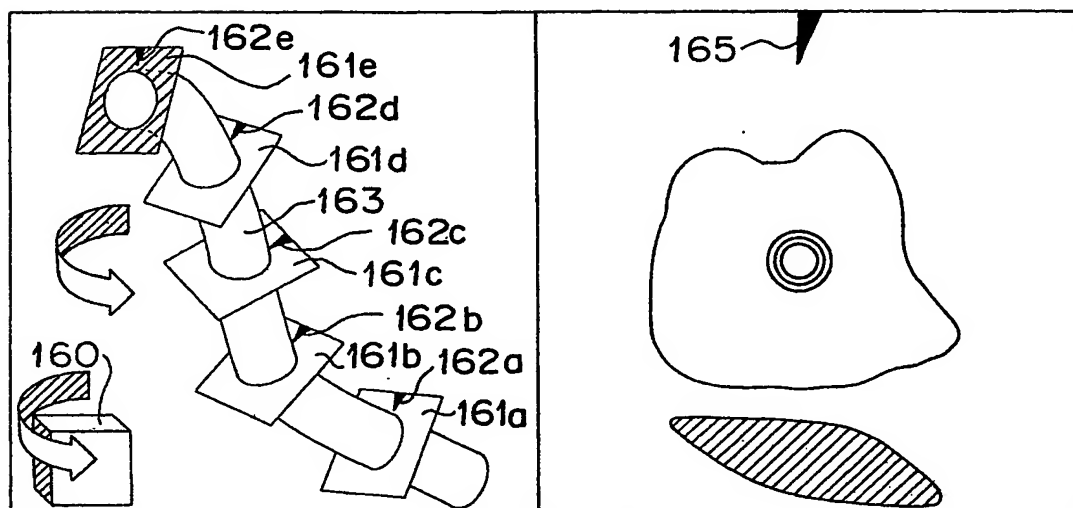
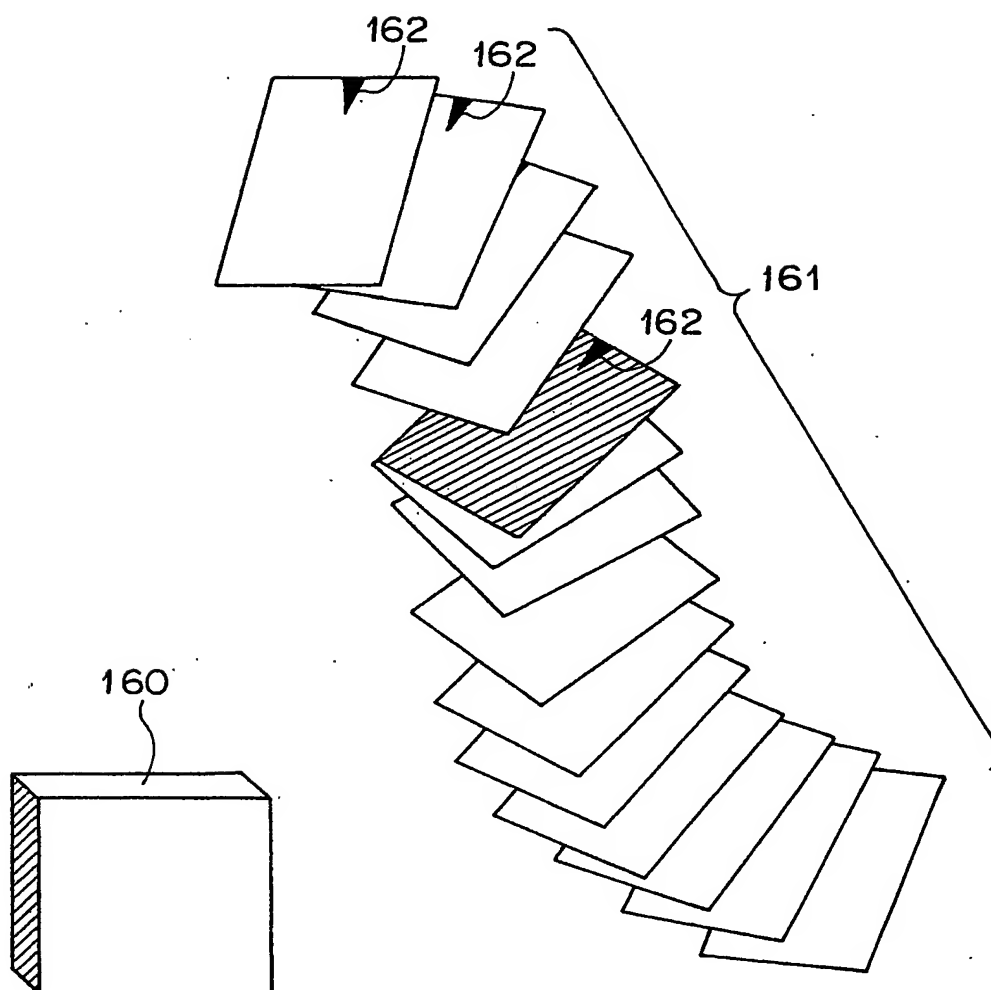


図 3 0



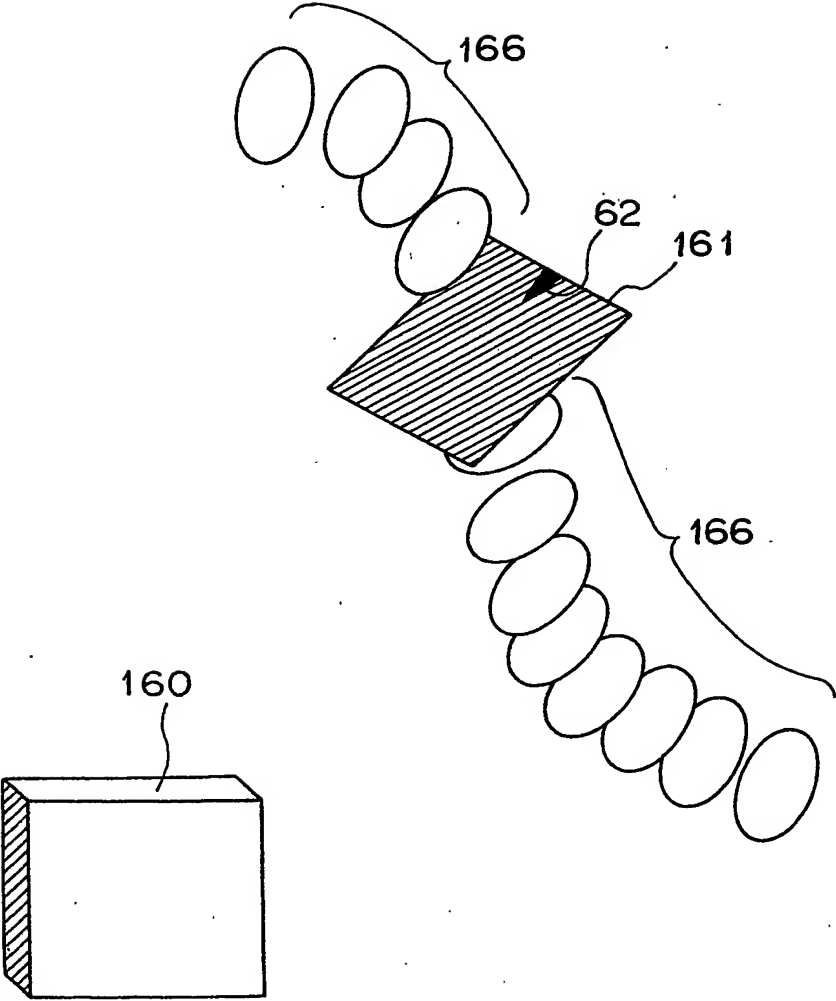
2 8 / 3 4

図 3 1



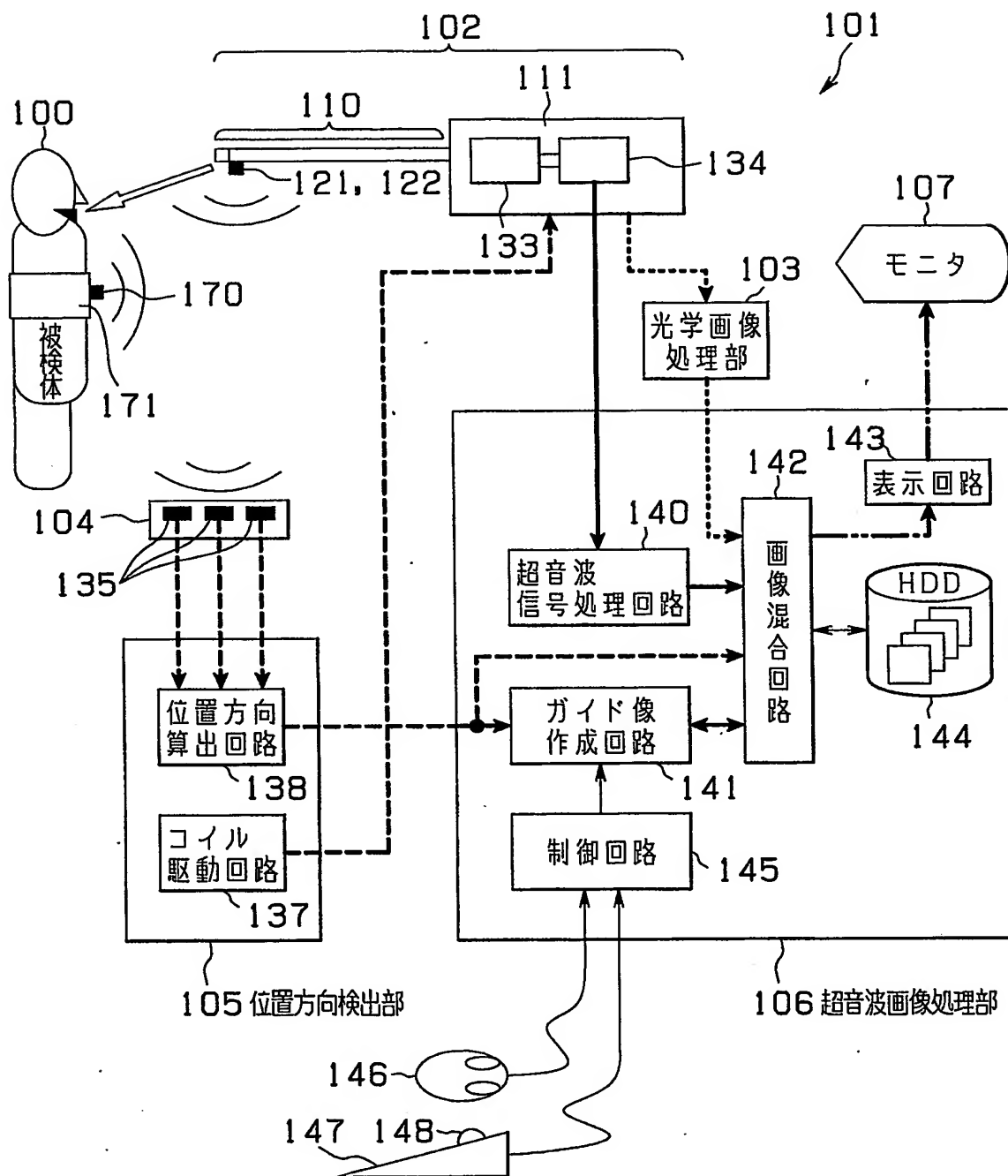
2 9 / 3 4

図 3 2



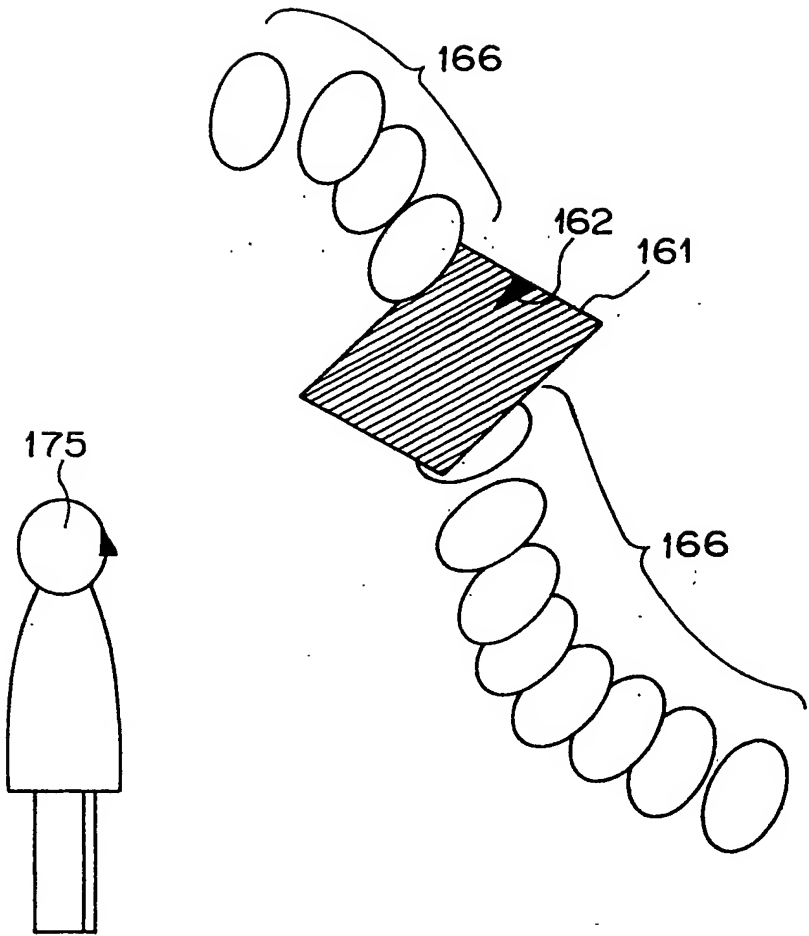
3 0 / 3 4

図 3 3



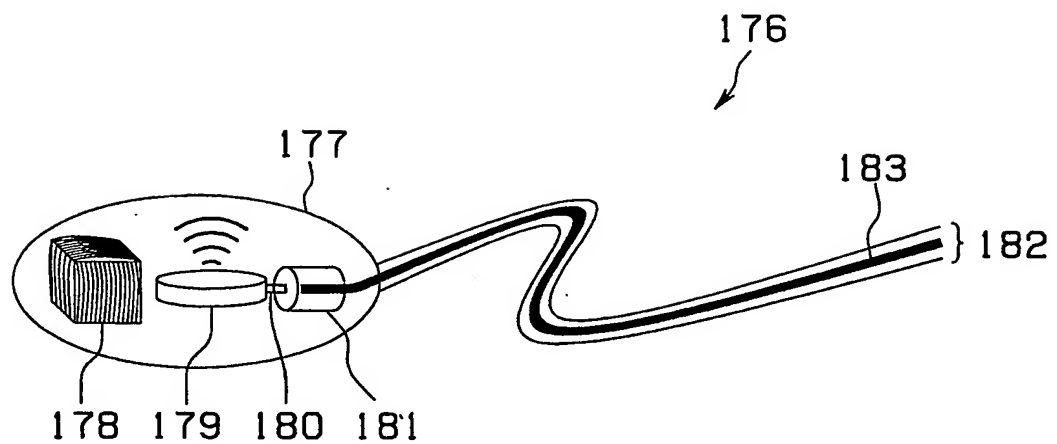
3 1 / 3 4

図 3 4



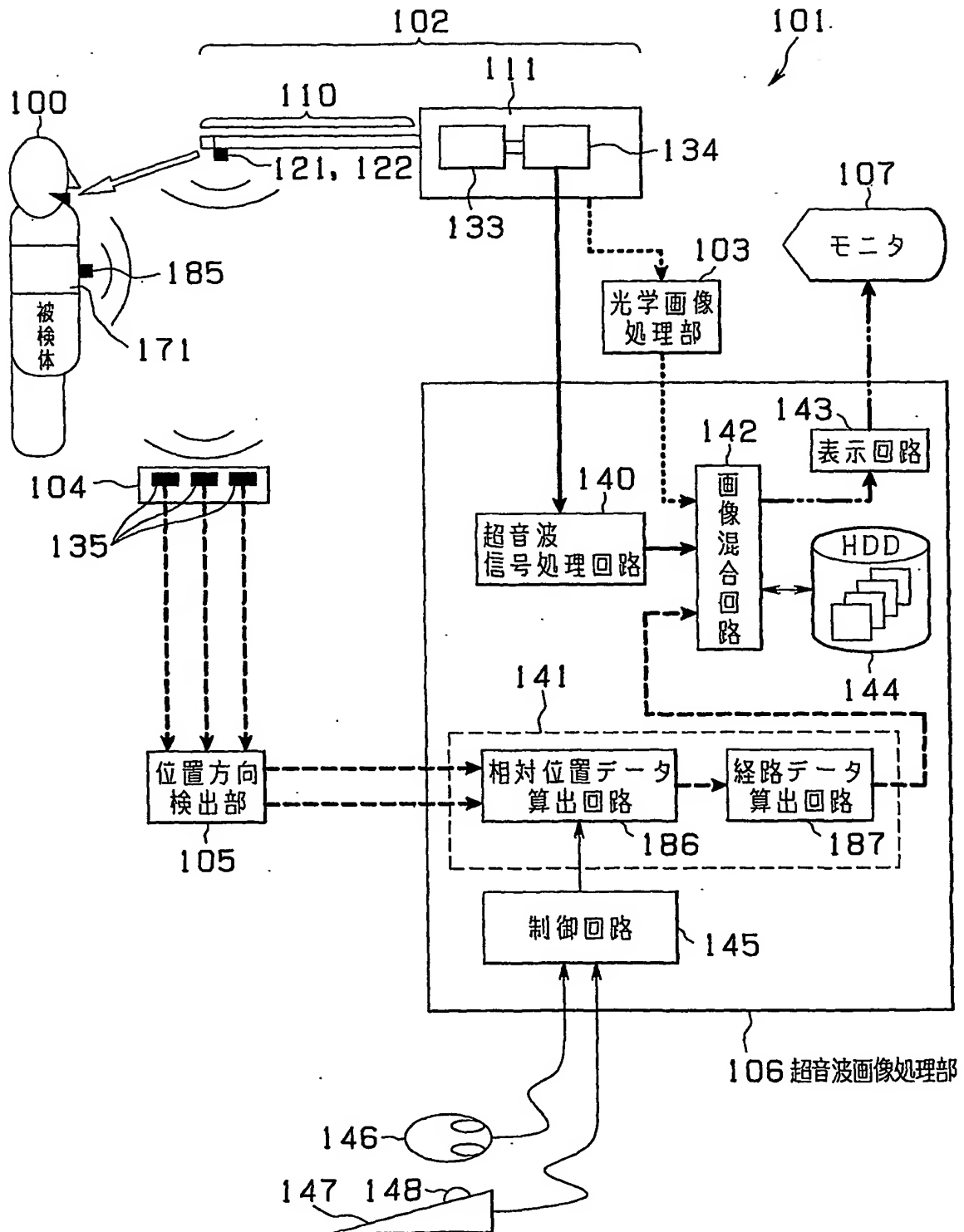
3 2 / 3 4

図 3 5



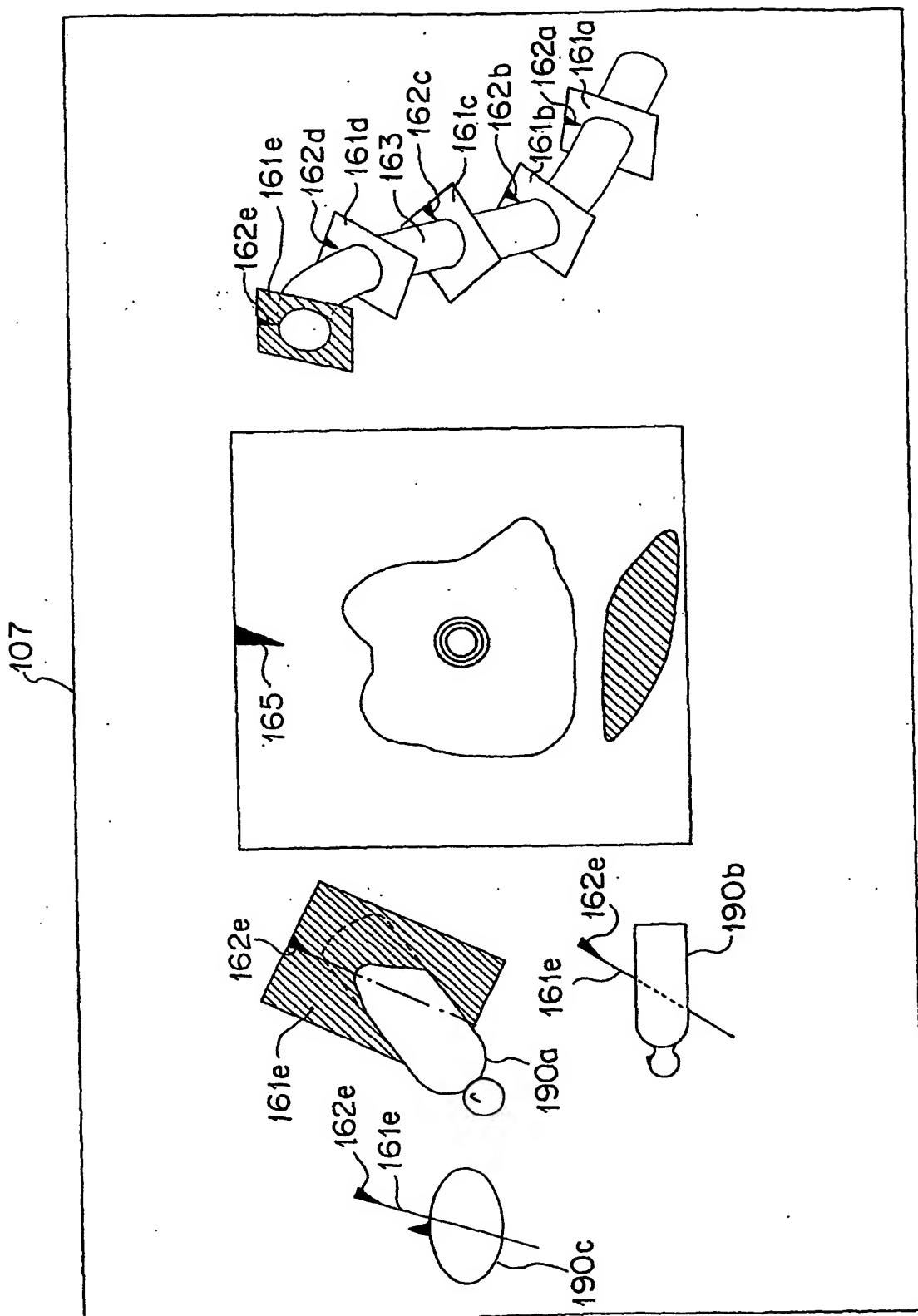
3 3 / 3 4

図 3 6



3 4 / 3 4

図 3 7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

national application No.

PCT/JP03/11891

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B8/12

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 5-269132 A (Toshiba Corp.), 19 October, 1993 (19.10.93), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 4-6, 11, 16, 18 7, 8, 15, 17
Y	JP 11-318904 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 24 November, 1999 (24.11.99), Full text; all drawings (Family: none)	7, 8 1, 2, 4-6, 11, 15-18
A	JP 2000-23979 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 January, 2000 (25.01.00), Full text; all drawings (Family: none)	15 1, 2, 4-8, 11, 16-18

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
---	--

Date of the actual completion of the international search
11 December, 2003 (11.12.03)

Date of mailing of the international search report
24 December, 2003 (24.12.03)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/11891

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2000-23980 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 January, 2000 (25.01.00), Full text; all drawings (Family: none)	17 1,2,4-8,11, 15,16,18
A	JP 10-5228 A (Aloka Co., Ltd.), 13 January, 1998 (13.01.98), Full text; all drawings (Family: none)	1,2,4-8,11, 15-18
A	JP 10-192 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 January, 1998 (06.01.98), Full text; all drawings & EP 802424 A2 & US 5817019 A	1,2,4-8,11, 15-18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/11891

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

Claims 1, 4, 19 will be examined. The inventions of claims 1, 4 and the invention of claim 19 do not comply with the requirement of unity of invention. Claims 1-18 will be examined. The technical feature common to claims 1-18 is the one of claim 1. However, this international search has revealed that the technical feature is not novel since it is disclosed in JP 5-269132 A (Toshiba Corp.), 19 October, 1993 (19.10.93). Therefore, the technical feature of claim 1 cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence. Consequently, it appears that claims 1, 2, 4-8, 11, 15-18, claims 9, 10, claim 12, and claims 3, 13, 14 do not comply with (Continued to extra sheet)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1, 2, 4-8, 11, 15-18

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

national application No.

PCT/JP03/11891

Continuation of Box No. II of continuation of first sheet (1)

the requirement of unity of invention. Next, claims 19-32 will be examined. The technical feature common to claims 19-32 is the one of claim 19. However, this international search has revealed that the technical feature is not novel since it is disclosed in JP 11-318904 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 24 November, 1999 (24.11.99). Therefore, the technical feature of claim 19 cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence. Consequently, it appears that claims 19-23, claim 24, claim 25, claim 26, claim 27, claims 28, 29, and claims 30, 31 do not comply with the requirement of unity of invention.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷

A61B8/12

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷

A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y	J P 5-269132 A (株式会社東芝) 1993. 10. 19 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 4-6, 11, 16, 18 7, 8, 15, 17
Y A	J P 11-318904 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999. 11. 24 全文、全図 (ファミリーなし)	7, 8 1, 2, 4-6, 11, 15-18
Y A	J P 2000-23979 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000. 01. 25 全文、全図 (ファミリーなし)	15 1, 2, 4-8, 11, 16-18

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

11. 12. 03

国際調査報告の発送日

24.12.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 幸仙

2W

3101

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	J P 2000-23980 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.01.25 全文、全図 (ファミリーなし)	17 1, 2, 4-8, 11, 15, 16, 18
A	J P 10-5228 A (アロカ株式会社) 1998.01.13 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 4-8, 11, 15-18
A	J P 10-192 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998.01.06 全文、全図 &EP 802424 A2 &US 5817019 A	1, 2, 4-8, 11, 15-18

第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項(PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1、4、19について検討する。請求の範囲1、4に記載される発明と、請求の範囲19に記載される発明とは、発明の単一性の要件を満たさないことが明らかである。次に、請求の範囲1-18について検討する。請求の範囲1-18に共通する事項は、請求の範囲1に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲1に記載される事項はJP 5-269132 A(株式会社東芝)1993.10.19に開示された事項であるので、新規ではないことが明らかとなった。してみると、請求の範囲1に記載される事項は、PCT規則13.2の第2文の意味における特別な技術的特徴とは認められない。よって、請求の範囲1、2、4-8、11、15-18に記載される発明、請求の範囲9、10に記載される発明、請求の範囲12に記載される発明、請求の範囲3、13、14に記載される発明について、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。次に、請求の範囲19-32について検討する。請求の範囲19-32に共通する事項は、請求の範囲19に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲19に記載される事項は、JP 11-318904 A(オリンパス光学工業株式会社)1999.11.24に開示された事項であるので、新規ではないことが明らかとなった。してみると、請求の範囲19に記載される事項は、PCT規則13.2の第2文の意味における特別な技術的特徴とは認められない。よって、請求の範囲19-23に記載される発明、請求の範囲24に記載される発明、請求の範囲25に記載される発明、請求の範囲26に記載される発明、請求の範囲27に記載される発明、請求の範囲28-29に記載される発明、請求の範囲30-31に記載される発明、請求の範囲32に記載される発明について、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲 1, 2, 4-8, 11, 15-18

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。